

**Vysoká škola báňská – Technická univerzita Ostrava**

**Fakulta elektrotechniky a informatiky**

Katedra kybernetiky a biomedicínského inženýrství

**Analýza a modelování průběhu chůze z tlakových senzorů**

**Analysis and Modeling of Gait from the Pressure Sensors**

## Zadání bakalářské práce

Student: **Tomáš Valášek**  
Studijní program: B2649 Elektrotechnika  
Studijní obor: 3901R039 Biomedicínský technik  
Téma: **Analýza a modelování průběhu chůze z tlakových senzorů**  
**Analysis and Modeling of Gait from the Pressure Sensors**  
Jazyk vypracování: čeština

### Zásady pro vypracování:

1. Nastudování fyzikálních principů chůze.
2. Možnosti detekce průběhu chůze na základě tlakových senzorů (HW řešení, typy senzorů).
3. Nastudování klinických aspektů, zahrnujících fyziologii a patologii průběhu chůze.
4. Rešerše signálového zpracování z tlakových senzorů reprezentující průběh chůze a detekci kroku.
5. Testovací měření senzorické vložky pro tlakovou distribuci průběhu chůze.
6. Statická a dynamická vizualizace tlakové distribuce v průběhu chůze.
7. Modelování plošné tlakové informace v průběhu chůze s cílem extrakce oblastí zájmu.
8. Matematický model CoP křivky pro definovaný záznam chůze.
9. Návrh a realizace plně automatizovaného SW rozhraní pro tlakovou analýzu chůze.
10. Zhodnocení výsledků.

### Seznam doporučené odborné literatury:

- [1] KIRTLEY, Chris. *Clinical gait analysis: theory and practice*. Repr. Edinburgh ; Toronto: Elsevier, 2006. ISBN 0443100098.
- [2] PERRY, Jacquelin a Judith M. BURNFIELD. *Gait analysis: normal and pathological function*. 2nd ed. Thorofare, NJ: SLACK, c2010. ISBN 978-1556427664.
- [3] NAÏT-ALI, Amine. *Advanced biosignal processing*. Berlin: Springer, c2009. ISBN 978-3540895053.
- [4] SEMMLOW, John L. a Benjamin GRIFFEL. *Biosignal and medical image processing*. Third edition. Boca Raton: CRC Press, 2014. ISBN 978-1466567368.

Formální náležitosti a rozsah bakalářské práce stanoví pokyny pro vypracování zveřejněné na webových stránkách fakulty.

Vedoucí bakalářské práce: **Ing. Jan Kubiček, Ph.D.**

Datum zadání: 01.09.2017

Datum odevzdání: 30.04.2019



doc. Ing. Jiří Koziorek, Ph.D.  
*vedoucí katedry*



prof. Ing. Pavel Brandštetter, CSc.  
*děkan fakulty*

## Prohlášení studenta

Prohlašuji, že jsem tuto bakalářskou/diplomovou práci vypracoval samostatně. Uvedl jsem všechny literární prameny a publikace, ze kterých jsem čerpal.

V Ostravě dne: 30. dubna 2019



.....  
podpis studenta

## **Poděkování**

Rád bych vyjádřil poděkování svému vedoucímu mé bakalářské práce, panu Ing. Janu Kubíčkovi, za jeho cenné rady a doporučení při konzultacích, které mi pomohly při řešení především praktické části bakalářské práce. A zároveň všem, kteří se podíleli na testování senzorické vložky.

## **Abstrakt:**

Tato bakalářská práce pojednává o tématu analýzy a modelování průběhu chůze z tlakových senzorů. Teoretická část představuje rešerši tištěných zdrojů, odborných článků a internetových příspěvků české i zahraniční provenience. Přináší důležité poznatky o funkci chůze, o jejím klinickém průběhu, analýze i možnostech detekce průběhu chůze skrze tlakové senzory. Tyto poznatky jsou následně využity v praktické části. Hlavní náplní práce bylo získání testovacích dat ze senzorické vložky a vytvoření aplikace v programu MATLAB, kdy aplikace umožňuje nahrání získaných dat, vizualizaci senzorické vložky a následné zobrazení dat z chůze i samotného kroku jak v celém, tak i vybraném časovém okamžiku. Tato data je možné zobrazit jako originální i jako interpolovaná. Typ použité interpolace si uživatel má možnost vybrat. Následkem interpolace dat je aplikace schopna dopočítat tlak mezi senzory, detekovat nejvyšší tlak v každém časovém okamžiku a následně z jednoho kroku vytvořit CoP křivku a tato data z CoP křivky exportovat pro další využití.

**Klíčová slova:** Analýza tlaku, tlakové senzory, detekce tlaku, CoP křivka

## **Abstract:**

This bachelor thesis disserts on the theme of analysis and modeling of gait from pressure sensors. The theoretical part presents a search of printed sources, professional articles and internet contributions of Czech and foreign origin. It brings important knowledge about the function of walking, its clinical course, analysis and possibilities of detection of gait through pressure sensors. These findings are then used in the practical part. The main task of the thesis was to obtain test data from sensor insert and to create application in MATLAB. The application allows uploading the data, visualizing the sensory insert and then displaying the data from the walk and the step in both the entire time and the selected point in time. These data can be displayed as original and as interpolated. The user can select the type of interpolation used. As a result of data interpolation, the application is able to calculate the pressure between sensors, detect the highest pressure at each time point, and then create a CoP curve from one step and export the data from the CoP curve for further use.

**Key words:** Analysis of gait, pressure sensors, detection of gait, CoP trajektory

# OBSAH

|   |    |
|---|----|
| Seznam obrázků .....  | 9  |
| 1 Úvod .....  | 11 |
| 2 Teoretická část .....                                     | 12 |
| 2.1 Klinická analýza a hodnocení průběhu chůze .....        | 12 |
| 2.1.1 Charakteristika chůze .....                           | 13 |
| 2.1.2 Fyziologie chůze .....                                | 14 |
| 2.1.3 Krokový cyklus .....                                  | 16 |
| 2.1.4 Patologie chůze a chodidla .....                      | 17 |
| 2.2 SW metody detekce a modelování průběhu chůze .....      | 21 |
| 2.2.1 Dynamika chůze .....                                  | 21 |
| 2.2.2 Semi-subjektivní metody .....                         | 22 |
| 2.2.3 Objektivní metody .....                               | 23 |
| 2.2.4 Metody založené na zpracování obrazu .....            | 23 |
| 2.2.5 Podlahové senzory .....                               | 24 |
| 2.2.6 Nositelné senzory .....                               | 25 |
| 2.3 Průběh centra tlaku (CoP) .....                         | 29 |
| 3 Analýza modelování distribuce tlaku v průběhu chůze ..... | 36 |
| 3.1 Senzorická vložka a přiložená aplikace .....            | 36 |
| 3.2. Senzorická vložka s adaptérem .....                    | 36 |
| 3.2.1 Senzorická vložka .....                               | 36 |
| 3.2.2 Adaptér ke vložce .....                               | 37 |
| 3.3 Telefonní aplikace .....                                | 39 |
| 3.4 Testovací měření .....                                  | 40 |
| 3.5 Vývoj softwarové aplikace .....                         | 41 |
| 3.6 Zpracování senzorických dat .....                       | 42 |
| 3.7 Extrakce polohy senzorů .....                           | 43 |
| 3.8 Extrakce středů senzorů .....                           | 44 |
| 3.9 Určení polohy vložky .....                              | 46 |
| 3.10 Interpolace a zobrazení dat v aplikaci .....           | 49 |
| 4.0 Výpočet a zobrazení CoP křivky .....                    | 50 |
| 4.1 Grafické uživatelské rozhraní .....                     | 51 |
| 4.1.1 Načtení dat .....                                     | 51 |

|  |    |
|--|----|
| 4.1.2 Typy interpolaci a maximální tlak, Diskretizace..... | 53 |
| 4.1.3 Zobrazení interpolace typu Natural .....             | 53 |
| 4.1.4 Zobrazení interpolace typu Nearest.....              | 54 |
| 4.1.5 Zobrazení interpolace typu Linear.....               | 56 |
| 4.1.6 Zobrazení dat bez interpolace.....                   | 57 |
| 4.1.7 CoP křivka a uložení dat.....                        | 57 |
| 5. Závěr.....  | 59 |
| Seznam příloh.....   | 68 |
| Obsah CD .....   | 69 |



## Seznam obrázků

|   |    |
|---|----|
| Obrázek 1. Noha a její vývoj [13].....  | 13 |
| Obrázek 2. Jednotlivé fáze chůze člověka [40].....                                    | 13 |
| Obrázek 3. Anatomické rozdělení kostí chodidla [51].....                              | 15 |
| Obrázek 4. Opěrné body a klenutí chodidla [4].....                                    | 16 |
| Obrázek 5. Odlišení zdravého, plochého a vypouklého chodidla [21] .....               | 19 |
| Obrázek 6. Odlišení zdravého a vybočeného palce u nohy [15] .....                     | 20 |
| Obrázek 7. Princip stereoskopického vidění snímání scény [1] .....                    | 23 |
| Obrázek 8. Příklad detekce pomocí strukturovaného světla [44] .....                   | 24 |
| Obrázek 9. Příklad podlahového senzoru s maticovými senzory [41].....                 | 25 |
| Obrázek 10. Příklad nositelných tlakových senzorů [37].....                           | 26 |
| Obrázek 11. Zobrazení principu magnetorezistivních senzorů [42].....                  | 28 |
| Obrázek 12. Pozice CoP a reakční síly podložky v různých pozicích [25] .....          | 30 |
| Obrázek 13. Model progresu CoP u dospělých [28] .....                                 | 31 |
| Obrázek 14. Schéma pro výpočet umístění CoP a schéma osmi testovacích míst [18] ..... | 32 |
| Obrázek 15. Vytvoření trajektorie CoP [16] .....                                      | 34 |
| Obrázek 16. Vytvoření křivky CoP [19] .....   | 35 |
| Obrázek 17. Senzorická vložka s adaptérem .....                                       | 36 |
| Obrázek 18. Vnitřní část senzorické vložky .....                                      | 37 |
| Obrázek 19. Adaptér zapojený k senzorické vložce .....                                | 38 |
| Obrázek 20. Adaptér.....  | 38 |
| Obrázek 21. Vstupy adaptéru .....   | 38 |
| Obrázek 22. Vnitřní komponenty adaptéru .....   | 39 |
| Obrázek 23. Grafický postup propojení senzorické vložky s telefonem v aplikaci .....  | 39 |
| Obrázek 24. Systém umístění vložky v botě .....                                       | 40 |
| Obrázek 25. Ukázka průběhu testování a výsledných dat.....                            | 41 |
| Obrázek 26. Podkladový obrázek pro extrakci tvaru vložky a polohy senzorů .....       | 43 |
| Obrázek 27. Binární maska pro extrakci polohu senzorů .....                           | 44 |
| Obrázek 28. <i>Extrakce středů [52]</i> .....   | 45 |
| Obrázek 29. Číslování souřadnic extrahované MATLABem .....                            | 46 |
| Obrázek 30. Binární maska pro určení okraje podložky .....                            | 47 |
| Obrázek 31. Problém nahodilého pořadí extrahovaných bodů okraje měřicí podložky ..... | 48 |
| Obrázek 32. Import dat .....  | 51 |
| Obrázek 33. Úspěšný import dat .....  | 52 |
| Obrázek 34. Neúspěšný import dat.....   | 52 |
| Obrázek 35. Zobrazení možnosti výběru interpolace a diskretizace.....                 | 53 |
| Obrázek 36. Vizualizace interpolační metody Natural .....                             | 53 |
| Obrázek 37. Výsledek interpolace Natural v rozdílných časových okamžicích .....       | 54 |
| Obrázek 38. Vizualizace interpolace Nearest .....                                     | 54 |
| Obrázek 39. Výsledek interpolace Nearest v rozdílných časových okamžicích.....        | 55 |
| Obrázek 40. Zobrazení největšího tlaku z interpolace Nearest.....                     | 55 |
| Obrázek 41. Zobrazení největšího tlaku z interpolace Linear .....                     | 56 |
| Obrázek 42. Vizualizace interpolace Linear v rozdílných časových okamžicích .....     | 56 |

|  |    |
|--|----|
| Obrázek 43. Vizualizace dat bez použité interpolace..... | 57 |
| Obrázek 44. Vykreslení výsledné CoP křivky .....         | 57 |
| Obrázek 45. Uložení dat z CoP křivky .....               | 58 |

# 1 Úvod

V této bakalářské práci bylo zadáno získání dat z tlakových senzorů z obdržené měřicí vložky a následné vytvoření automatizovaného programu pro zpracování a analýzu takto získaných dat. Vzhledem ke stále narůstajícímu počtu lidí, kteří mají nebo začínají mít výrazné problémy s pohybovým aparátem je správná detekce a následná analýza chůze velice důležitá. Výběr typu senzorů při měření tlaku závisí především na tom, jak detailní informace je potřeba získat. Rozdíly mezi nositelnými senzory a například podlahovými senzory jsou především v počtu senzorů a typu použitých senzorů. Nositelné senzory obsahují podstatně méně senzorů a také je nutné je externě napájet. Jejich výhody jsou ale především v jejich jednoduchosti, možnosti sbírat data mimo nemocniční zařízení, v delším časovém období a bez přítomnosti obsluhy nebo lékaře. Obecně jsou nejsledovanějším parametrem při chůzi oblasti nejvyššího tlaku, ze kterých je možné vytvořit CoP křivku. Což je křivka, která nám ukazuje distribuci tlaku v průběhu kroku. K přesnějšímu určení této oblasti je žádoucí co největší počet senzorů. Limitace v podobě počtu skutečných senzorů se, ale dá vyřešit softwarovým způsobem. Ať již přidáním dalších virtuálních senzorů nebo metodou dopočítání dat mezi senzory, která je použita v této bakalářské práci.

Teoretická část bakalářské práce popisuje charakteristiku chůze a postupně přechází k fyziologii a patologii chůze. V další části jsou obecně rozepsány možnosti detekce chůze a metody založené na zpracování obrazu. Závěr teoretické části popisuje, co je CoP křivka a možnosti, jak jí matematicky modelovat. Poznatky ze všech těchto částí jsou rovněž využity v praktické části bakalářské práce.

Praktická část se skládala ze dvou částí. V první části bylo nutné provést sadu testovacích měření na obdržené senzorické vložce k získání relevantních dat, které bylo možné následně využít při testování softwaru. Testování probíhalo systémem záznamu chůze a následně jednoho kroku. Nasbíraná data byla následně využita v druhé části práce, kde bylo základem vytvoření SW rozhraní, kde je možné tato data nahrát zobrazit a zpracovat. A především modelovat CoP křivku – trajektorii centra tlaku, která se řadí mezi jeden ze základních ukazatelů k identifikaci správné chůze.

## 2 Teoretická část

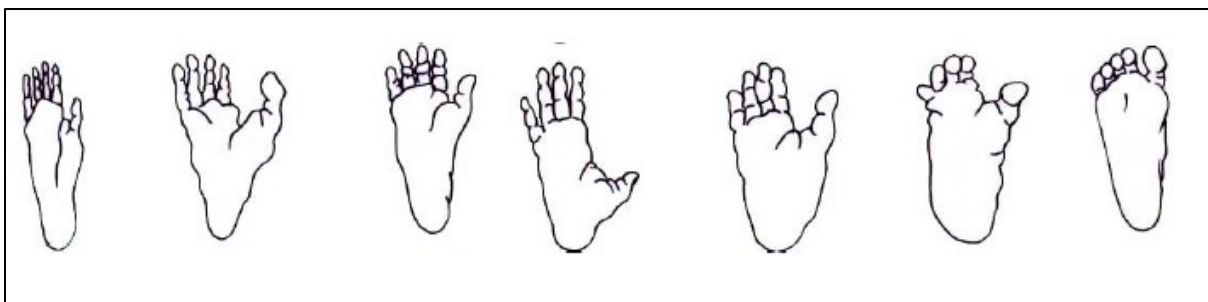
### 2.1 Klinická analýza a hodnocení průběhu chůze

Při pokusu udělat výčet toho, co dokáže lidská noha, výsledek by byl nejspíše podobný Guinnessově knize rekordů. Například na skokana do dálky v okamžiku odrazu působí mohutné síly, které v součtu mohou dosáhnout velikosti až jedné tuny. Za takových okolností by v chodidle měly kosti a šlachy praskat, přesto dopadne hladce. Podobně je tomu u maratonských běžců, u kterých je chodidlo vystaveno zatížení odpovídající až 2 500 tun. Odpověď na otázku, jak je možné, že noha odolá takovému zatížení, je v její důmyslné konstrukci klenby nohy. [26]

Zpodobňování člověka nastalo již před 4 milióny lety a společně se utvářela také noha. Vznik bipedální lokomoce způsobila dramatická změna v konstrukci nohy a tím i v celém pohybovém aparátu. Chůze s oporou o dolní končetiny a vzpřímení postavy se odrazilo také na stavbě celé lidské kostry, a to jak v pozitivním, tak i v negativním důsledku na organizmus. Díky napřímení postavy a bipedální lokomoci se posunulo těžiště těla výše a zmenšila se opěrná plocha. [43]

Noha je pouze část celé dolní končetiny, která se nachází kaudálně pod hlezenním kloubem. Často tímto názvem je pojmenována celá dolní končetina, jedná se však o nepřesné označení. Noha, překlad z latinského slova „pes“, je označení pro samostatné chodidlo a jemu přilehlé součásti, které nám umožňují styk s podkladem při bipedální lokomoci, především se zemí. [8]

Nohy jsou nejvíce namáhanou částí těla člověka, svým napojením na cévní a propojením s nervovou částí, jsou nedílnou součástí lidského těla. Je to orgán, který zajišťuje důležité propojení mezi tělem a vnějším prostředím, a proto je nezbytné se o něj starat a preventivně pečovat se stejnou náležitostí. Noha nás neustále informuje o podmínkách a stavu vnějšího prostředí, o kvalitě podloží, o rovnosti či nerovnosti podložky, o její přilnavosti, zda klouže či je naopak drsná, o její teplotě či vlhkosti. Tyto a mnohé další informace získáváme od nohou, i když mají ztížené informační podmínky, a to v důsledku užití obuvi či jiného sportovního vybavení. [35]

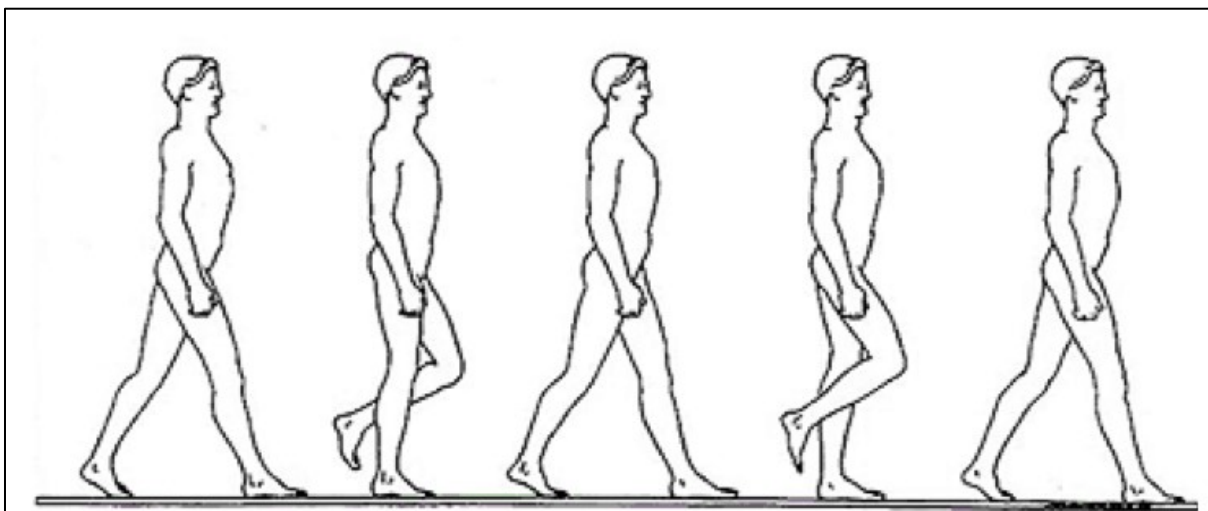


Obrázek 1. Noha a její vývoj [13]

### 2.1.1 Charakteristika chůze

Chůze je základní a nejvýznamnější lokomoční stereotyp člověka. Jedná se o komplexní pohybovou funkci, při které se mohou projevit poruchy pohybového aparátu nebo nervové soustavy. Její základní jednotkou je krok. Krok je souhrnem pohybů, které se odehrávají mezi tím, jak se jedna dolní končetina dostane do té jisté polohy, ve které byla dříve druhá dolní končetina. [46]

Lidská chůze je způsobem lokomoce, který slouží k přesunu z jednoho místa na druhé. Pro každého člověka je typická určitá chůze, která je velmi specifická. Noha slouží jako spojení těla s okolním prostředím a udržuje vzpřímený stoj. Noha začíná každý krok jako flexibilní struktura, neví, na co v daném prostředí narazí a končí jako páka, udržující rovnováhu těla. [9] Funkci nohy můžeme rozdělit na část statickou, nosnou, kdy noha poskytuje tělu spolehlivou oporu a přenáší jeho hmotnost, a to jak na rovnou, tak i na nerovnou nebo šikmou podložku; a na část dynamickou, kdy noha poskytuje spolehlivou oporu při chůzi, běhu, skákání a při nošení břemen. [8]



Obrázek 2. Jednotlivé fáze chůze člověka [40]

Klidný, uvolněný stoj na obou končetinách je dynamickým stavem, charakterizován drobnými, pomalými pohyby. Noha je na podložce, tělesná hmotnost je přenášena kloubem paty na talus, odtud dále podle stavby kostry nohy na calcaneus a přední část nohy. Měkké tkáně chodidla působí jako elastický nárazník a přenášejí bodové tlaky kostry na větší kontaktní plochu. Při klidném stoji se promítá těžnice tělového těžiště mírně dopředu před os naviculare, kde osciluje ve frekvenci 1,5 Hz v rozsahu 1-2 cm. Stavba nohy zůstává i při zatížení bez svalové práce díky vazivového aparátu. V botě je pata více zatížena než při bosé noze. [46]

Základní pohyby chůze jsou tvořeny následujícími:

- Pohyb dolních končetin – pohyby flexe-extenze v kyčelních, kolenních a kotníkových kloubech a interakce mezi nohou a plochou, o kterou se opírá.
- Pohyb pánve – rotace, flexe, extenze, inklinace, pohyb v art. sacroiliaca.
- Torzní alternující pohyb páteře, který se přenáší na ramenní pletence.
- Kinetický pohyb horních končetin omezující pohyb trupu. [45]

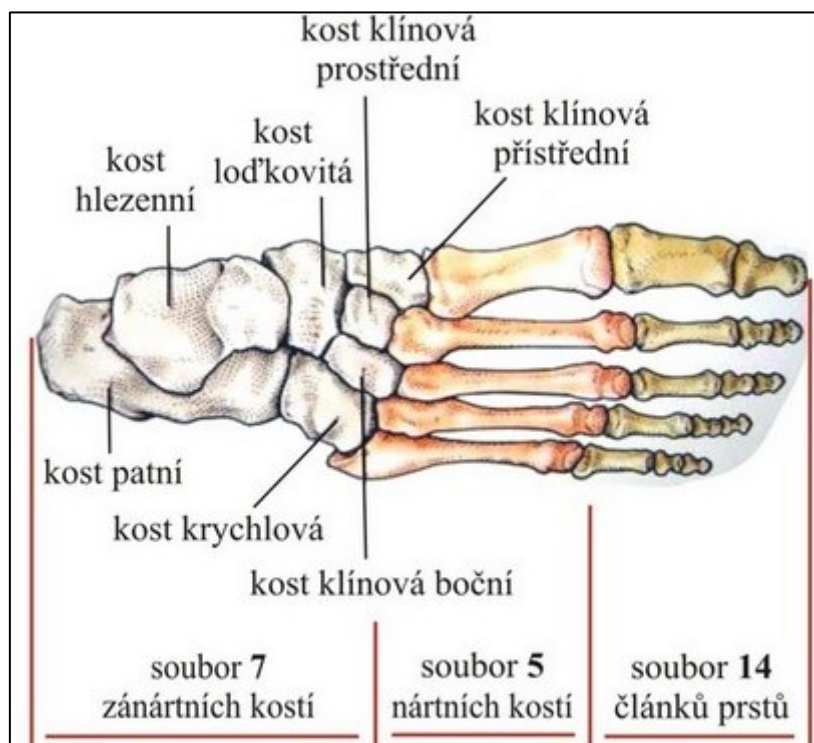
Pohyb dolní končetiny probíhá ve směru flexe-extenze, přenáší se přes pánev na osový orgán. Zde nabývá torzní charakter, neboť pánev se při pohybu otáčí proti směru k ramennímu pletenci. Chůze ovlivňuje nejen funkci končetin, ale celého axiálního systému, který je střídavými pohyby při chůzi opakovaně mobilizován. [45]

### 2.1.2 Fyziologie chůze

Chodidlo obsahuje celkem 26 kostí, mezi nimiž se nachází vzájemná propojení prostřednictvím kloubních spojení. Jejich funkcí je zpevnění vazů, šlach a svalů, jejichž celková délka je 1,6 km. V chodidle se také nachází stovky tisíc potních žláz a pórů, které fungují jako termoregulace a jsou spojeny s vylučovací funkcí. Chodidlo má také poměrně velké množství různých nervových zakončení a receptorů, pomocí nichž si člověk uvědomuje okolní prostředí. Jak již bylo výše uvedeno, v chodidle jsou kosti propojeny kloubními spojeními, těch je celkem 33, propojení zde existuje i prostřednictvím krátkých svalů, jež se nacházejí na chodidle a na lýtkových svalech, jde zejména o musculus triceps surae. Jeho funkcí je unést váhu daného těla, stát na podložce, mít vzpřímený stoj, spojení také umožňuje funkce typu běhu, chůze a skoku. [38]

Chodidlo můžeme rozdělit na tři části: tarsus, metatarsus a phalanges. Tarsus je složen z kostí talus, calcaneus, os naviculare, os cuboideum, os cuneiforme (mediale, intermediale a laterale). Metatarsus jsou dlouhými kostmi, které se nacházejí ve střední části chodidla.

Phalanges se definuje jako jednotlivé články prstů, přičemž palec obsahuje dva články, ostatní prsty se skládají ze tří článků. [7]



Obrázek 3. Anatomické rozdělení kostí chodidla [51]

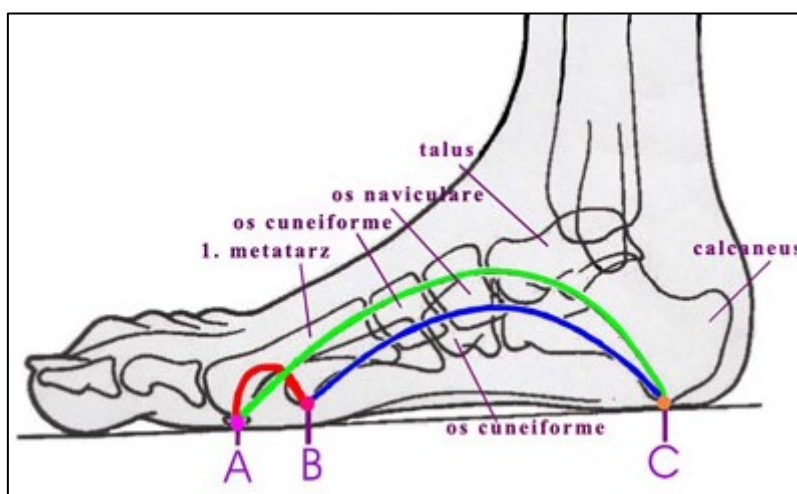
Kostra chodidla je uspořádána do dvou klenbových oblouků – podélného a příčného. Podélná klenba je vyšší mediální oblouk, tvořen třemi mediálními paprsky prstců s vrcholem na os naviculare. Příčná klenba je nižší, více pružná a je tvořena dvěma laterálními paprsky prstců s vrcholem na os cuboideum, tvar je také podmíněn tvarem a uspořádáním oss cunifforme. Za fyziologicky správných okolností, leží všechny hlavičky metatarzů ve stejné rovině, takže při zatížení se hmotnost těla rozloží na všechny prstce stejně. Chodidlo společně s hlezenním kloubem zjišťují dopřední pohyb díky ohybu v jednotlivých kloubech. Zajišťují stabilitu, vyrovnaní nerovností díky komplexnímu rotačnímu pohybu. [8]

Klenby chodidla jsou tvořeny vzájemným propojením kostí, kloubů, vazů a svalů, které jsou při zátěži vystaveny silám, které mají tendenci k oploštění chodidla a snížení klenby. Na udržení podélné klenby se podílí svaly jdoucí longitudinálně plantou – flexory prstců a m. tibialis posterior, který ve svém průběhu podchycuje nejvyšší místo klenby. Tibiální okraj chodidla a jeho elevaci umožňuje m. tibialis anterior, kdy tento sval společně s m. tibialis longus podchycuje a svým tahem zvedá podélnou klenbu. Při oslabení těchto svalů, dochází k oploštění chodidla a zpravidla se objevují bolesti, vyzařující proximálně v průběhu obou svalů. Ze svalů

planty má hlavní význam pro udržení klenby m. abduktor hallucis longus a brevis, zvláště v klidovém stavu chodidla. [7]

Funkcí nožní klenby je utlumit nárazy, k nimž dochází během došlapu chodidla na tvrdou zem či podložku. Nožní klenba zde poskytuje ochranu, a to jak nožním kloubům, tak i páteři celého těla. Celá nožní klenba se vytváří do šestého roku vývoje dítěte a nejdůležitějším vývojovým činitelem je rozvoj vazů, šlach a svalů nejen na chodidle, ale celkově na dolní končetině. Pokud by vývoj všech jednotlivých komponentů klenby nebyl dostatečný, mohlo by dojít k rozvoji deformit a vzniku oploštění chodidla - ploché nohy. [35]

Někteří odborníci znázorňují nohu jako trojnožkový model (viz obrázek č. 4), který znázorňuje plně zatížené a zdravě vyvinuté chodidlo, které se opírá o podložku pouze ve třech bodech – hrbol kostí patní a hlavičku 1. a 5. metatarzu, kdy tímto vznikne statický trojúhelník, který je možno akceptovat při dalším anatomickém popisu. Princip nožní klenby je založen na funkci klínu, kdy celý oblouk nese sám sebe, bez dalších podpěr, a při dalším zatížení dochází vklínění a tím pádem zpevnění celé stability. Takto znázorněný model nožní klenby demonstruje schopnost nohy odolávat dynamickým změnám, které vznikají při střídajícím se zatížení chodidla a celé nohy při chůzi, běhu či skoku. [38]



Obrázek 4. Opěrné body a klenutí chodidla [4]

**Legenda:** *A – hlavička I. metatarzu, B – hlavička V. metatarzu, C – střed patní kosti*

### 2.1.3 Krokový cyklus

Bipední neboli bipedální pohyb, je základním prvkem lidského pohybu – chůze (lokomoce). Je to rytmický pohyb dolních končetin, při němž dochází ke střídání chodidel



v kontaktu s podložkou. Definice krokového cyklu je dána jako časový interval mezi dvěma následně se opakujícími událostmi. [48]

Vlastní chůzi můžeme rozdělit na tři fáze: na fázi zahájení, na fázi cyklickou a na fázi ukončení. Cyklickou fázi vykonává dolní končetina základní jednotku pohybu, touto jednotkou je krok a dvojkrok, a při opakování těchto pohybu dochází ke krokovému cyklu. Krokový cyklus můžeme také rozdělit, a to na dvě fáze: švihovou a opornou. Fáze švihová začíná odlepením palce od podložky a končí dotykem paty stejného chodidla o podložku. Tuto fázi můžeme rozdělit následovně: na počáteční švih (initial swing), mezišvih (mid-swing) a konečný švih (terminal swing). [45]

Naopak je tomu u fáze oporné, která začíná kontaktem paty s podložkou a končí odlepením palce stejného chodidla od podložky. Tato fáze se také dá dále dělit, a to na počáteční kontakt (initial contact), na fázi zatížení (loading response), mezistoj (mid-stance), konečný stoj (terminal stance) a předšvihovou fázi (pre-swing). [46]

Mezi švihovou a opornou fází se nachází fáze dvouoporová, při níž dochází ke kontaktu obou dolních končetin v jejich ukončovací fázi pohybu. Tato fáze má proměnlivý charakter v závislosti na vykonávané činnosti a její časová úsek v krokovém cyklu se může měnit až případně vymizet, jak je tomu třeba u běhu, při němž fáze dvouoporová úplně chybí. [45]

#### **2.1.4 Patologie chůze a chodidla**

Když lidské tělo není ovlivněno vnitřními a vnějšími faktory, dochází ke koordinaci různých částí těla, přičemž je kontrolována svalová aktivita tím způsobem, aby energie pro každý krok byla minimální. [39] I když se objeví malá porucha jednoho z fyziologických mechanismů, povede to k závažnému omezení stability a mobility. Patologická chůze je spojena s jinými charakteristikami, než je tomu u chůze fyziologické, přičemž ji ovlivňuje řada deformit, slabosti ve svalech, snížená koordinace pohybů (včetně křečí a ztrát citlivosti) a bolest. [50]

Odchyšky se mohou vyskytnout jak v klidové, tak v pohybové fázi. V případě fáze pohybu se nejčastěji objevují patologie pánve a trupu, přičemž většina těchto poruch významně ovlivňuje část dolních končetin, což vede k problémům s udržení stability a dynamiky pohybu. V případě patologických změn ve fázi klidu, lze hovořit o příčinách v rámci funkční kompenzace nervosvalovo-kosterních vlivů. Často se projeví v nestejně délce obou dolních končetin a ve způsobu chůze. [10]

Vývoj a transformace chodidla není nikdy zcela ukončen, po ukončení fáze růstu a vývoje nastupují jednotlivé civilizační vlivy, které dále pokračují v transformaci nohou. Mezi tyto vlivy řadíme laxicitu vaziv, hypermobilitu kloubů, statické vady a také nošení nevhodné obuvi či přetěžování v důsledku obezity. Všechny tyto vlivy dále také ovlivňují kinetickou funkci nohy, stereotyp chůze a celkově motoriku chodidla, kdy tyto změny se dále odrážejí na dolních končetinách, v oblasti nosných kloubů, pánvi a také na páteři. Toto vzájemné ovlivnění platí také samozřejmě i opačně. [38]

V odborné literatuře lze najít několik typů patologické chůze. Rozlišují se následující:

- Antalgická chůze – při ní se člověk snaží zamezit bolesti, a proto je chůze typická krátkou fází klidu a odlišným rozložením hmotnosti těla.
- Ataktická chůze – při ní dochází ke kolísání a k širokému postavení nohu ve stoji.
- Zrychlená, tzv. Parkinsonova chůze, při níž si člověk není vědom zrychlené chůze, kroky jsou činěny jako krátké, přičemž se častěji došlapuje pouze na špičky.
- Při kolísavé chůzi popisuje chodidlo půlkruh, často se objevuje u lidí s hysterickými neurózami.
- Myopatická chůze, při níž jsou charakteristické přehnané pohyby horních končetin, také se příliš zvedají boky.
- Spastická chůze je typická těžkopádným pohybem, přičemž prsty na nohou vypadají, jako by byly taženy.
- Dvoukroková chůze se zřetelnými rozdíly v délce nebo načasování jednotlivých kroků. [33]

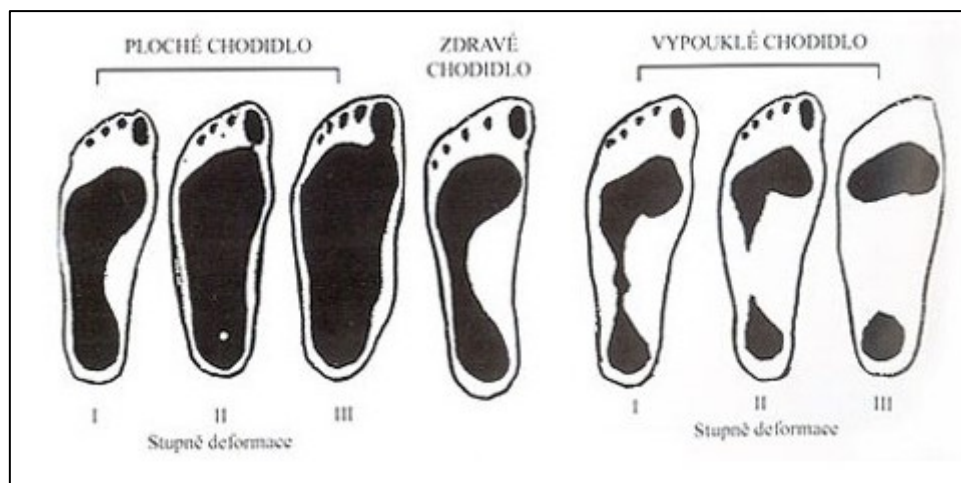
Chůze může být ovlivněna některými druhy onemocněními, přičemž odlišná je chůze u pacientů s Downovým syndromem [12] či u pacientů po cévní mozkové příhodě. [22]

Níže se zabývám konkrétními deformitami chodidla, které mohou mít vliv na patologickou chůzi, jak bylo popsáno výše.

### **Plochá noha (pes planus)**

Plohou nohou – pes planus – označujeme stav, kdy došlo na chodidle ke snížení či úplnému vymizení podélné nožní klenby. Z fyziologického hlediska oploštění chodila, znamená ztrátu funkce chodidla, zapříčiněnou ochabnutím svalů zajišťující supinaci a pronaci chodila. Tato vada je získána vlivem civilizovaného způsobu života, kdy například národy a kmeny, které neobouvají ochrannou obuv, mívají velmi zřídka ploché nohy. [5]

Bylo zjištěno, že národy, které nevyužívají obuv a chodí na boso, mají při stožení sice ploché nohy, ovšem při chůzi se klenba opět vytváří a opětovně zvedá. [47] Získaná plochá noha vzniká během života například vlivem kostní poruchy, vazivové složky, oslabení svalů nožní klenby, posttraumaticky, artritickým onemocněním, nebo kombinací těchto příčin. [38]



Obrázek 5. Odlišení zdravého, plochého a vypouklého chodidla [21]

Příčiny vzniku ploché nohy jsou velmi rozmanité. Obecně je dělíme na vrozené a získané. Vrozená plochá noha je nejčastějším důsledkem vrozeně strmého talu nebo koalice tarzálních kostí. Vrozeně strmý talus je vzácná deformita nohy a její etiologie nebyla zatím zcela objasněna. Talus je v tomto případě ve vertikálním postavení, současně dochází k ekvinozitě kalkaneu a dorzální luxaci os naviculare. Následkem je vznik rigidní ploché nohy. U koalice tarzálních kostí se jedná o abnormální spojení dvou nebo více kostí tarzu. Toto spojení může mít podobu kostěnou, chrupavčitou nebo vazivovou. Výskyt této deformity je menší než 1 % a etiologie není známá, nejspíše se jedná o poruchu segmentace a diferenciaci primitivního mezenchymu, kdy se nevytvoří kloubní šterbina. [8]

### **Příčně plochá noha (pes transversoplanus)**

Příčné oploštění nohy vzniká při poklesu příčné klenby, kdy dojde k rozšíření přední části nohy. Jedná se o získanou deformitu, která má často souvislost s nošením bot na vysokém podpatku a následným přetížením přední části nohy. Tato deformita je také doprovázená častými deformitami prstů a otlaky. [38]

## Vybočený palec (Hallux valgus)

Hallux valgus se definuje jako jedna z deformit postihujících dolní končetinu, s níž se lze v praxi setkat stále častěji. Každý člověk má jiný stupeň deformity, a proto se také objevují jiné symptomy. Může se jednat o malý otok, jako i o velké valgózní postavení palce. Dle vyvinutého stupně valgózy palce se také rozlišuje u pacienta schopnost jeho chůze, čímž dochází i k horším pocitům pohodlí. Takto postižení jedinci musí také nosit speciální obuv či využít jiné pomůcky. Při této deformitě dochází ke stočení palce do polohy addukce, pro druhý prst zde již není místo, a proto vznikají kladívkovité prsty. [2]

Hallux valgus je popisován jako statická deformita přednoží, která je charakteristická valgózním postavením palce v metatarsofalangeálním skloubení, palec se nachází v rotaci, hlavička I. metatarsu má varózní postavení. [23] U této formy deformity se často objevují další komplikace, jako např. kuří oko, dochází k zarudnutí a otokům měkkých tkání palce a prstů, zarůstají nehty apod. Onemocnění má progresivní charakter a postupně v jeho průběhu dochází k dalším deformitám a obtížím. Každý člověk s tímto onemocněním zažívá různý stupeň bolesti, což závisí na míře deformity, bolest může být nepatrná až velká. [11]



Obrázek 6. Odlišení zdravého a vybočeného palce u nohy [15]

## Ztuhlý palec (Hallux rigidus)

K této deformitě dochází vlivem arthritidy nebo artrózy. Postupně je omezován pohyb v metatarzofalangeálním kloubu do dorziflexe. Vzniká zde bolestivá iritace při chůzi na boso nebo s měkkou podrážkou. Řešením těchto obtíží je užívání vložek s kovovou výztuhou v oblasti palce. [27]

## 2.2 SW metody detekce a modelování průběhu chůze

Detekce a modelování průběhu chůze lze vykonat prostřednictvím technických zařízení, což je spojeno s mnoha výhodami. Hovořit lze např. o vysoké citlivosti na nepatrný pohyb, jakož je i možné uložit získaná data k pozdějšímu porovnání. Využívá se u toho zároveň i senzorů, díky čemuž je možné pozorovat dynamiku chůze i v přirozeném prostředí. Vzhledem k tomu se tyto techniky aplikují k lepší a přesnější diagnostice mnoha onemocnění.

### 2.2.1 Dynamika chůze

Při výzkumu lidské chůze se kvalitativně i kvantitativně hodnotí jednotlivé faktory, které umožňují daný děj charakterizovat. Tyto faktory jsou závislé na oblasti výzkumu a podle toho se také odlišují. Monitorování průběhu chůze se využívá také k identifikaci osob na základě všeobecné charakteristiky jejich siluety a pohybů mezi jednotlivými částmi těla snímané osoby při chůzi. V oblasti sportu se detekce průběhu chůze zaměřuje na analýzu sil, které působí na různé svalové skupiny. Z klinického hlediska je analýza chůze důležitá proto, že poruchou chůze trpí velká část populace. Porucha může být způsobena mnohými neurodegenerativními onemocněními, kam se řadí např. amyotrofická laterální skleróza, Parkinsonova nemoc, myelopatie, spinální amyotrofie, cerebrální ataxie, myopatie, některé typy demence nebo i prosté fyziologické stárnutí. Studie jednotlivých charakteristik samotných pohybů při chůzi může být užitečné u klinických aplikací, což je předmětem mnohých studií. [30]

Specialisté jsou schopni posoudit zdraví pacienta prostřednictvím mnoha různých metod, jejichž výstupní parametry nejzřetelněji charakterizují lidskou chůzi. Mezi nejpoužívanější parametry patří tyto:

- rychlost chůze,
- krátká délka kroku (vzdálenost mezi dvěma umístěními stejné nohy),
- délka kroku (lineární vzdálenost mezi umístěními obou noh),
- kadence, resp. počet kroků za jednu časovou jednotku,
- šířka kroku (vzdálenost mezi dvěma rovnocennými body obou noh),
- úhel kroku (směry nohy během kroku),
- krátká doba kroku,
- časový interval od zdvižení nohy od podložky až po její opětovné položení,
- časový interval od položení nohy na podložku až po její zvednutí,
- ujitá vzdálenost,
- doba chůze bez přestávky,

- délka přestávek,
- přítomnost otřesů při chůzi,
- záznam pádů,
- celková vzdálenost chůze,
- fáze chůze,
- směr segmentů noh,
- pozemní reakční síly,
- úhly různých kloubů,
- elektrická aktivita svalů (EMG),
- hybnost a síla,
- držení těla,
- udržení kroku na dlouhé časové období. Tyto parametry je možné sledovat a detekovat pomocí technik, které se rozčleňují na semi-subjektivní a objektivní. [30]

### 2.2.2 Semi-subjektivní metody

Semi-subjektivní metody obsahují analýzy, které uskutečňují odborníci v klinických podmínkách. U těchto metod jsou sledovány a následně vyhodnoceny různé parametry chůze, a to během kráčení pacienta po určité, specificky vymezené dráze. [30]

Jedním z těchto metod je test označovaný jako 25foot walk test, který představuje první část testu MSFC (Multiple Sclerosis Functional Composite). Tento test se zvláště uplatňuje v diagnostice onemocnění sklerózy multiplex. Princip testu spočívá v měření času, během kterého je pacient schopen ujít dráhu s délkou cca 7,6 m (25 stop). Úkolem testovaného subjektu je dvakrát za sebou přejít vymezenou dráhu. Výsledkem testu je poté průměrný čas, za který subjekt tuto dráhu projde. [29]

Další test se označuje jako POMA (Performance-Oriented Mobility Assessment), který se považuje za metodu, prostřednictvím které je možné vyhodnotit rovnováhu a chůzi. Klinicky se využívá zejména ke zkoumání mobility a rizika pádu starších lidí. Lze se setkat s mnoha variacemi tohoto testu. Nejčastěji se používá jeho původní podoba, která se skládá z oddílu hodnotícího schopnosti dynamicky udržet rovnováhu a oddílu studia lidské chůze. Část, která monitoruje rovnováhu, je založena na 13 parametrech ve třech úrovních, a část, jež sleduje chůzi, se skládá z 9 parametrů zařazených do čtyř úrovní. [30]

### 2.2.3 Objektivní metody

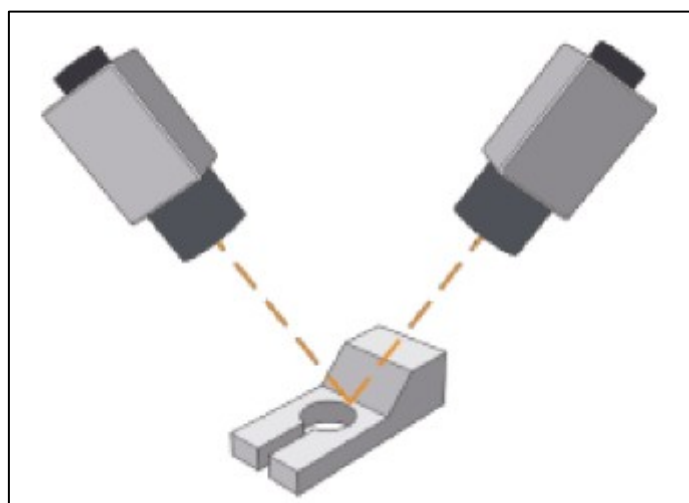
Na rozdíl od semi-subjektivních metod se objektivní metody zakládají na používání různých softwarových zařízení, které zachycují a měří informace, jež se týkají lidské chůze. To je také pro tuto bakalářskou práci důležité. Tyto metody se odlišují podle toho, jak se dané informace získávají. Jde tedy o metody, jež jsou založeny na zpracování obrazu, metody, při kterých se využívají senzory tlaku umístěné v podlaze, a nakonec jde také o metody, při nichž jsou aplikovány snímače umístěné přímo na lidském těle detekované osoby. Níže v jednotlivých kapitolách budou tyto metody blíže představeny.

### 2.2.4 Metody založené na zpracování obrazu

Typické obrazové metody snímání chůze jsou tvořeny několika digitálními nebo analogovými kamerami, prostřednictvím kterých se získávají informace o pohybu testovaného subjektu. K získání pohybových informací z obrazu se využívá mnoho metod zpracování obrazu, jako je např. prahové filtrování, které převede obraz do binární podoby, dále jde o metody ke sčítání pixelů podle kategorií nebo segmentace pozadí. [14]

#### *Stereoskopické vidění*

Tato metoda je využívána k určení hloubky bodů ve snímané scéně. Pro vyřešení problému měření hloubky pomocí více kamerového systému je nutné nejprve najít odpovídající body v různých obrazech. Tato technika je založena na výpočtu podobnosti trojúhelníků mezi optickým senzorem, světelným emitorem a objektem ve snímané scéně. Vytvoření vizuálního modelu zahrnuje získávání vícero obrazů, často ve více rovinách. Tato technika je široce používána právě k detekci lidské chůze. [14]



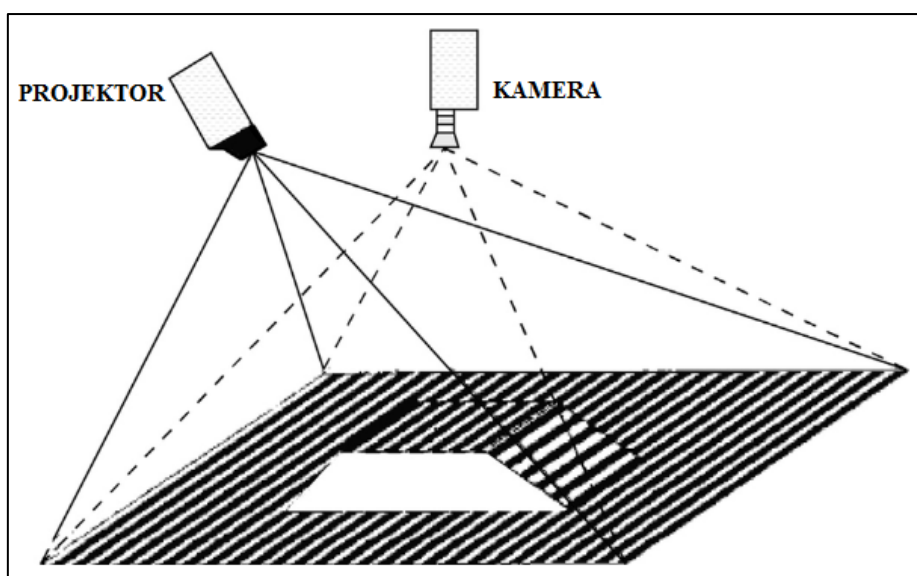
Obrázek 7. Princip stereoskopického vidění snímání scény [1]

### ***Time-of-Flight systémy***

TOF systémy jsou založeny na kamerách s použitím modulace signálu, které měří vzdálenost na základě fázového posunu. Pozorovaná scéna je osvětlená modulovaným světlem blízkým infračervenému, přičemž se předpokládá, že modulované světlo má sinusový průběh a zároveň je následně promítnuté pomocí CCD (Charge Coupled Device) anebo CMOS (Complementary Metal Oxid Semiconductor) senzoru, příp. jejich kombinace. Fázový posun, který je proporcionálně úměrný vzdálenosti se měří paralelně pro každý jeden pixel. [24]

### ***Strukturované světlo***

Strukturované světlo představuje projekci světelného vzoru (paprsku, mřížky apod.) na základě geometrické kalibrace na objekt, jehož tvar je potřebný nasnímat. V této technice je uložena informace o třech rozměrech, jež byla získána na základě analýzy deformace promítaného vzoru na scénu s ohledem na původní promítaný vzor. Dvojměrné strukturované osvětlení je generováno pomocí speciálního projektoru nebo světelným zdrojem modulovaným pomocí prostorového světelného modulátoru. [30]



Obrázek 8. Příklad detekce pomocí strukturovaného světla [44]

### **2.2.5 Podlahové senzory**

V systémech založených na této technice se senzory umístí na podlahu, kde se bude chůze detekovat za pomoci tlakových senzorů nebo snímačů momentu síly. Lze rozeznat dva typy podlahových senzorů, a to silové a tlakové. Systémy, které pracují se silovými senzory, je zapotřebí odlišit od těch, které jsou založeny na tlakových senzorech. Měření pomocí tlakových senzorů je užitečné pro kvantifikaci tlakových vzorů v průběhu času, ale není možné



kvantifikovat horizontální, resp. smykové složky působících sil. Charakteristika, která odlišuje systémy založené na podlahových senzorech od obrazových systémů, představuje analýzu síly přenášené na zem během chůze. Toto zařízení slouží k získání všeobecné představy o problémech, které může daný člověk s chůzí mít. Vzhledem k tomu, že reakční síla je přesným opakem tlaku počáteční síly, vyplývá to z třetího Newtona zákona, specialista zjistí vývoj tlaku na senzorickou podlahu v reálném čase. Tato data spolu s naměřenými údaji napomáhají např. lékaři stanovit u pacienta přesnou diagnózu. Tlak je většinou normovaný vzhledem k hmotnosti pacienta, a je tedy uvedený v procentech hmotnosti za účelem komparace dat s jinými osobami (pacienty). Tlak se mění v průběhu času během kontaktu nohy s podložkou. Maximální tlak nastává tehdy, kdy se pata dotkne podložky a když se prsty odrážejí k dalšímu kroku. Během této doby může být na dané místo vyvíjen tlak adekvátně cca 120 až 150 % váhy daného člověka. [42]

Nejsložitější systémy používají maticovou síť snímačů. Hustota senzorů se pohybuje na úrovni řadově 4 ks/cm<sup>2</sup>. Díky tomu je možné měřit tlak každé zóny chodidla samostatně, díky čemuž získáme více důležitých informací o onemocnění pacienta. [30]



Obrázek 9. Příklad podlahového senzoru s maticovými senzory [41]

### 2.2.6 Nositelné senzory

Při analýze chůze pomocí nositelných senzorů jsou jednotlivé snímače rozmístněné na různých částech lidského těla, jako jsou nohy, kolena nebo bedra. Mezi nositelné senzory patří

silové a tlakové senzory, akcelometry, gyroskopy, extenzometry, inklinometry, goniometry a elektromyografy. [42]



Obrázek 10. Příklad nositelných tlakových senzorů [37]

### ***Tlak a tlakové snímání***

Tlakové senzory měří tlak bez ohledu na všechny složky působící síly. Mezi nejrozšířenější snímače patří kapacitní, piezoelektrické a piezorezistivní senzory. Volba závisí na jejich dynamickém rozsahu, linearitě, citlivosti a ceně. [42]

U piezorezistivních snímačů odpor klesá s narůstajícím působícím tlakem. Tyto senzory se čím dál více používají v různých odvětvích elektroniky. Mezi největší výhody se řadí jejich stabilita a vysoká citlivost. Mezi jejich další pozitivní vlastnosti patří nízká cena, relativně jednoduchá konstrukce, dlouhodobá stabilita s nízkou úrovní šumu, přesnost a spolehlivost. Kromě toho se snímač považuje za lehko vyrobitelný a lehce integrovatelný s elektronickými obvody v závislosti na charakteristice piezoelektrického materiálu. Nevýhodou je ale fakt, že nedokáže detekovat vícenásobný dotyk a zároveň je potřebné externí napájení. Omezení s vícenásobným kontaktem bylo zlepšeno použitím paralelních analogových rezistivních snímacích lišt. [3]

Piezorezistivní senzory využívají změny elektrického odporu u materiálu, který byl mechanicky deformovaný. Odpor piezorezistoru je daný vztahem:

$$R = \frac{\rho * l}{t * \omega} \quad (1)$$

kde  $\rho$  je měrný odpor,  $l$  představuje délku,  $t$  chybu piezorezistoru a  $\omega$  je šířka kontaktů. Piezorezistivní senzor může být vyhotoven v různém tvaru nebo velikosti. Jsou používány v mnohých zařízeních pro měření proporcionálních změn v silách, rychlost změny a zároveň i pro detekci mezi dvěma objekty. Díky svým rozměrům a velké odolnosti jsou vhodné k měření parametrů dynamiky chůze. [3]

Piezoelektrické senzory převádějí působící sílu nebo tlak na elektrické napětí. Tyto senzory jsou považovány za pasivní snímače. Poskytují vysokou spolehlivost, která může být využita v mnohých aplikacích. Tyto senzory jsou vytvořeny ze třech různých deformačních metrů, které jsou vůči sobě v kolmém postavení a jsou umístěny na silikonovém gelu. Pod tlakem je tento gel deformovaný a metry měří míru jeho deformace, na základě čehož se vypočítává celkový působící tlak. Tyto senzory se vyznačují svojí linearitou. Nevýhodou tohoto typu senzoru je neschopnost měřit statické působení síly. Dokáže detekovat jen dynamicky působící síly. [3]

Kapacitní senzory jsou založeny na principu změny kapacity kondenzátoru v závislosti působícího tlaku, který mění vzdálenost mezi jednotlivými elektrodami. Kapacita deskového kondenzátoru může být vyjádřena následujícím způsobem:

$$C = \varepsilon_0 \varepsilon_r \frac{S}{d}, \quad (2)$$

kde  $S$  je plocha elektrod,  $d$  je vzdáleností elektrod,  $\varepsilon_0$  představuje permitivitu vakua a  $\varepsilon_r$  je relativní permitivitou dielektriky kondenzátoru. [6]

Kapacitní taktilní senzory snímající tlak jsou považovány za jedny z nejcitlivějších technik využívané k detekci velmi malých výchylek. [3]

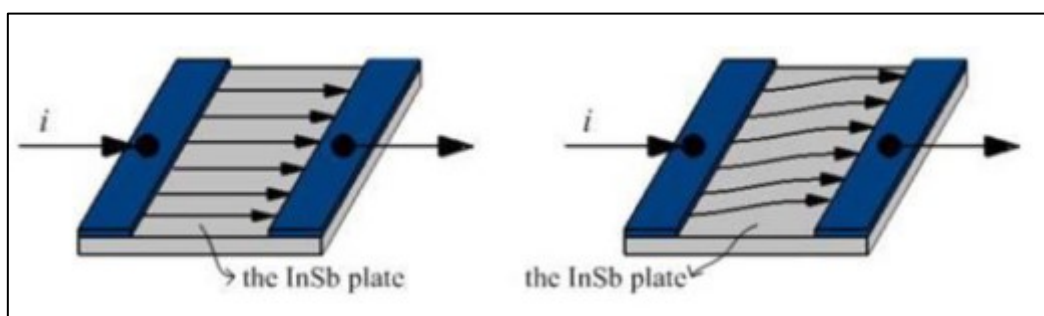
### ***Inerciální senzory***

Inerciální senzory se definují jako elektronická zařízení, jejichž prostřednictvím je měřena rychlost, zrychlení, orientace a gravitační síly pomocí akcelometrů, gyroskopů a magnetometrů. [42]

Akcelometr v podstatě využívá základů Newtonova pohybového zákona. Zrychlení tělesa je přímo úměrné silám, které působí na těleso. Jestliže je známa hmotnost tělesa a všechny síly jsou měřeny snímačem, je možné vypočítat zrychlení. Běžně se rozeznávají tři typy akcelometrů, a to piezoelektrický, piezorezistivní a kapacitní. Piezorezistivní a kapacitní senzory poskytují vyšší stabilitu. Připevněním těchto senzorů k chodidlům, příp. k nohám, je možné získat informace o rychlosti a zrychlení. [49]

Gyroskop je snímač úhlové rychlosti. Mikroskopický gyroskop je založený na konceptu měření Coriolisové síly, což je fiktivní síla v rotujících vztažných soustavách. [34]

Magnetorezistivní senzory jsou založeny na magnetorezistivním efektu. V nepřítomnosti magnetického toku způsobeného externím magnetickým polem, proud teče přes InSb dosku přímo. Avšak je-li přítomný externí magnetický tok, potom Lorentzova síla je úměrná hustotě magnetického toku, což následně vychýlí aktuální cestu. Když je proudová dráha vychýlena, proud teče skrz desku déle, což způsobí vyšší odpor. Díky tomuto efektu můžeme detekovat změnu orientace segmentu těla vzhledem k severnímu magnetickému pólu země. [42]



Obrázek 11. Zobrazení principu magnetorezistivních senzorů [42]

Inerciální měřicí jednotky jsou jedním z nejpoužívanějších typů snímačů v analýze chůze. Miniaturizace těchto senzorů umožnila i integraci do speciálních vložek do bot. [42]

### ***Ultrazvukové snímače***

Mezi parametry analýzy chůze patří i délka kroku a odstup mezi nohy. Ultrazvukové senzory se obvykle používají na měření těchto parametrů. Rozsah měření se pohybuje mezi 1,7 cm až po 450 cm. Tento snímač je též možné použít k získání dalších dat, jako je např. vzdálenost mezi nohou a samotnou podlahou. [36]

## **2.3 Průběh centra tlaku (CoP)**

CoP neboli Centre of Pressure je definován jako centrum tlaku, jedná se o myšlený bod, kde působí dynamické síly na objekt. Jde zároveň o průběh vektoru výsledné reakční síly, která působí na podložku. Tento bod se vypočítá jako průměr všech bodů, jež jsou výsledkem působení normálových sil. [17]

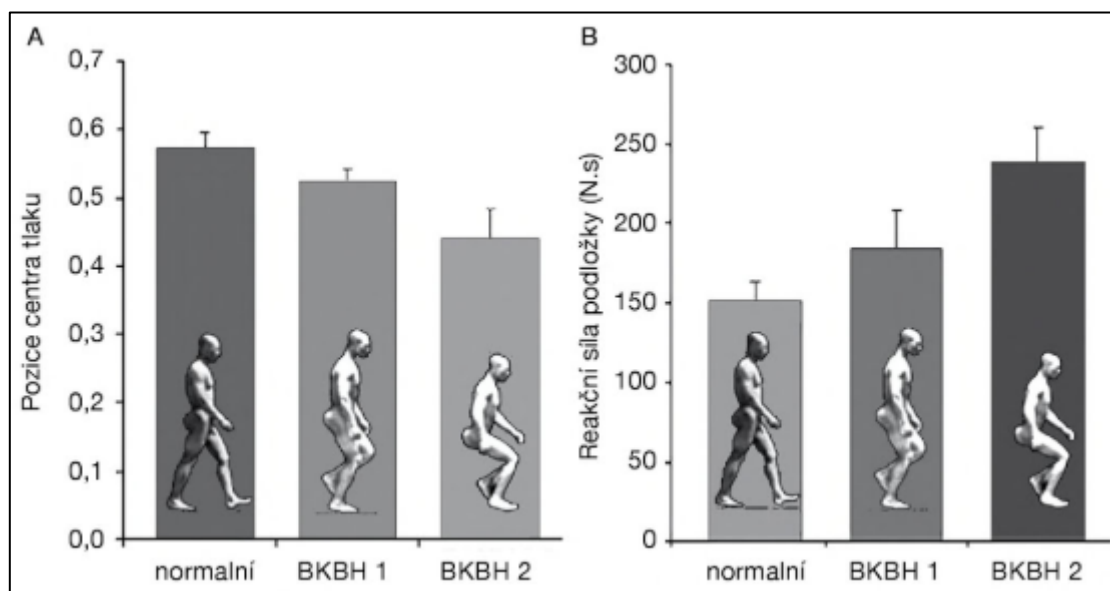
Pokud je uvažována normální chůze naboso, pata je první oblast, která má na starosti přebírání celé hmotnosti člověka. Pata se dostává na podložku na zemi posterolaterální částí. Maximální vrchol tlaku dosahuje zhruba 25 % z celého cyklu kroku, přitom pata, středonoží a přednoží jsou v kontaktu s podložkou. Jakmile pata dopadne na zem, CoP jakožto centrum tlaku se začne velmi rychle zrychlovat. Zpomalí se až v situaci, jakmile pata dopadne na podložku, přičemž CoP se zrychlí při kontraktu středonoží. Z toho zřetelně vyplývá, že jeho tlak se v průběhu celého cyklu proměňuje, nicméně je průběhu poměrně malý. Zatímco vrchol tlaku paty je cca 25 % z celého cyklu, u středonoží a přednoží je celkem cca 50 % cyklu chůze. Křivka CoP poté probíhá od paty směrem k přednoží, a to přes celou oblast střední části nohy. Aby mohla dosáhnout přibližně 40% zátěže, musí celá křivka CoP výrazně zpomalit, čímž je možné demonstrovat výrazný přenos zátěže z hlavy metatarzů. U prvního metatarzu je zátěž přebírána později, než je tomu u pátého metatarzu, což má za následek pozdější ukončení tlaku. K maximálnímu vrcholu tlaku dochází pod přednožím, jedná se o hodnotu cca 80 % celého cyklu chůze. Jakmile je dosaženo této hodnoty, CoP přes střední linii středonoží prochází k mediální straně k metatarzům a ukončena je celá křivka pod oblastí palce. Ukazuje se také, že CoP začíná v proximální části paty, lze jej detekovat u mediální strany nohy, zakončuje se na laterální části palce. Je třeba však uvést, že nikdy není u dvou lidí křivka CoP zcela stejná, interindividuálně se liší, a to podle daného tlaku, a to platí i u zdravých lidí. Je to dáno tím, že někteří lidé dosahují laterálního posunu tlaku v přednoží se třemi laterálními paprsky, které přinášejí více zátěže než v normální situaci. U jiných lidí může být naproti tomu nadměrně

zatěžována střední část nohy, což je dáno poklesem podélné klenby, a proto se prsty na této fázi odrazu nebudou vůbec podílet. [31]

Maximální vrchol tlaku v oblasti kolem metatarzů je značně odlišný. V některých studiích, které se zabývaly zátěží u bosé chůze, byl zjištěn maximální vrchol tlaku v oblasti metatarzů rozložený rovnoměrně, nicméně jiné studie naproti tomu objevily, že vrchol tlaku může být rozložen nerovnoměrně. Vrchol tlaku se může objevit jak pod prvním, tak pod druhým metatarzem, nebo dokonce pod palcem. Řada studií však jednoznačně deklarují maximum tlaku pod patou. Zde nejsou v různých studiích větší rozdíly. [31]

Zjistilo se, že u CoP má důležitou úlohu musculus tibialis posterior. Jestliže tento sval nebude fungovat správně, CoP se přesune vzad od paty. [20] Křivku CoP ovlivňuje také sensorický input vedoucí z nohy. Jestliže je snížena citlovost v některé části nohy, CoP se přesune z těchto oblastí s nižší intenzitou do regionu, které disponují senzitivitou vyšší. [32]

Na níže uvedeném obrázku jsou znázorněna centra tlaku (CoP) a reakční síly podložky při impulsu v různých pozicích člověka. Jak se totiž ukazuje, jestliže se jedná o běžnou bipedální chůzi (označenou na obrázku jako Normal), CoP je výrazně vyšší, a naopak reakční síla podložky nižší, než je tomu u jiných pozic. [25]



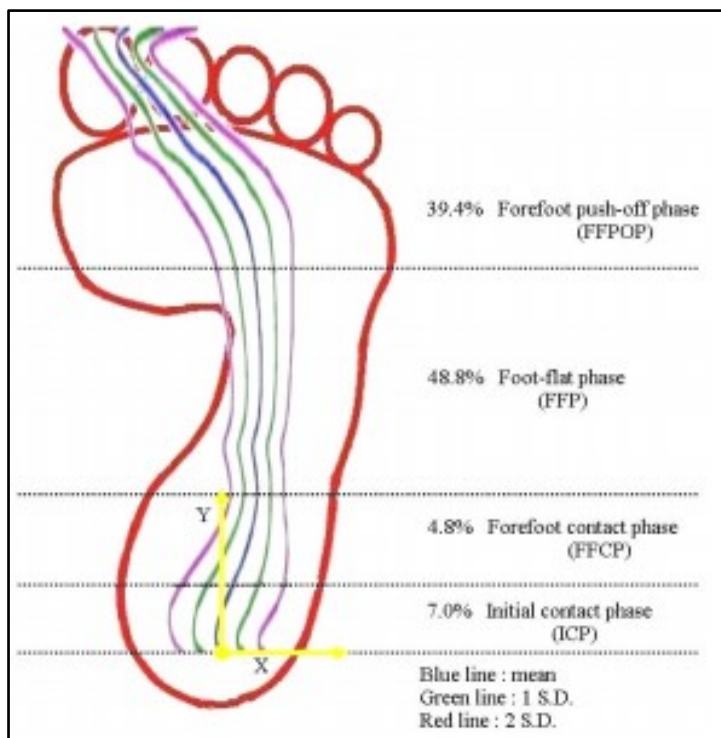
Obrázek 12. Pozice CoP a reakční síly podložky v různých pozicích [25]

Nejnižší CoP a naopak nejvyšší reakční síla podložky je dle obrázku 12. v případě chůze s flexí kyčlí a kolen (viz BKBH 2), o něco lépe je na tom jedinec se semiflexí kyčlí a kolen (viz na obrázku BKBH 1).

## Výpočet křivky CoP

Důležitou součástí bakalářské práce je také výpočet křivky CoP a s tím související skutečnosti. Proto bylo vyhledáno několik výzkumných článků, které se touto problematikou zabývají.

Velmi důležitý je článek Min-Chi, Hsin-Chieh a Li-Yu. Tato studie se věnovala vytvoření modelu CoP u dospělých. Na tomto základě tak měl být objasněn vliv rychlosti chůze a pohlaví, což může ovlivňovat i samotný model CoP. Do výzkumu bylo zařazeno celkem 30 zdravých dospělých lidí, 15 mužů a 15 žen. V tomto článku bylo také pojednáváno o způsobu měření středu tlaku chodidla (CoP), což je také jeden z důležitých parametrů, prostřednictvím kterého je možné zaznamenat velikost a distribuci dynamického zatížení při chůzi. Pokud se v této souvislosti hovoří o progresi CoP, jde v podstatě o bod, který prochází mezi souřadnicemi středu tlaku, a to od hloubky nohy až k přední části chodidla. Křivka CoP může být měřena pomocí parametru časové vzdálenosti, úhlu postupu a rychlosti CoP. Dle výsledků byl zaznamenán model progresy CoP. Vyjadřuje se pomocí x-ových a y-ových souřadnic. Osa y je podélnou osou nohy, která zvýrazňuje čáru od střední paty (jde o první bod středu tlaku) do metatarzální oblasti. Osa x je naproti tomu kolmá podélné osy nohy, jak je znázorněno na obrázku 13. [28]



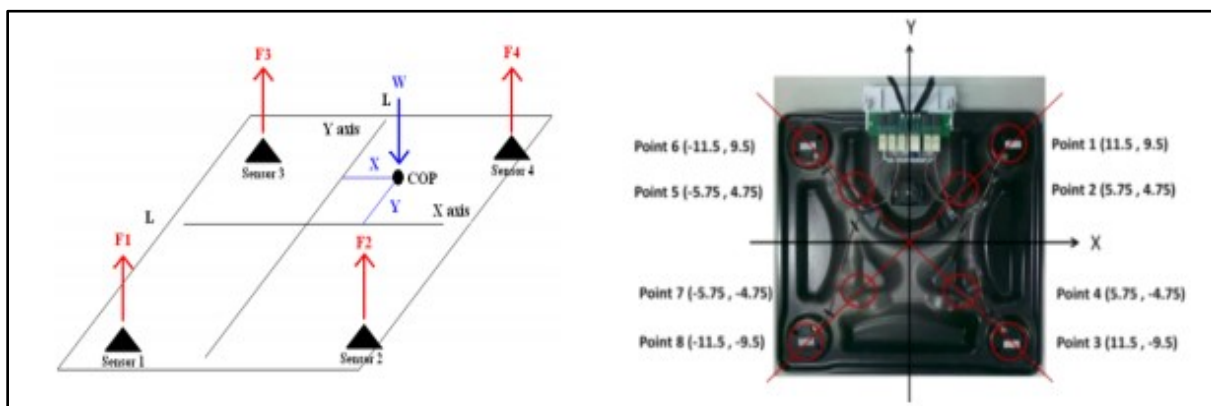
Obrázek 13. Model progresy CoP u dospělých [28]



Autoři Huang et al. se snažili posoudit zlepšení rovnováhy lidského těla a přesnost měřicího zařízení CoP. I zde proto bylo možno poukázat na algoritmus výpočtu křivky CoP. Autoři zde uvedli, že umístění CoP vychází z napěťových signálů, které jsou přijímány ze čtyř senzorů, jež jsou na těle umístěny. Níže je pak uvedeno jedno z možných schémat výpočtu, kde se bude CoP nacházet a zároveň je to také graficky zobrazeno na následujícím obrázku č. 14. Autoři dále podotýkají, že prostřednictvím čtyř zatěžovacích buněk vytvoří reakční sílu pod tlakem, přičemž jako reakční síly jsou označeny jako F1, F2, F3 a F4. Vzdálenost mezi senzory je L.  $W = F1 + F2 + F3 + F4$ , přičemž  $CoP = (X, Y)$ . Vzorec pro výpočet umístění CoP je následující: [18]

$$X = \frac{[(F4 + F2) - (F1 + F3)] \times L}{W}$$

$$Y = \frac{[(F3 + F4) - (F1 + F2)] \times L}{W}$$
(3)



Obrázek 14. Schéma pro výpočet umístění CoP a schéma osmi testovacích míst [18]

Výpočet CoP je důležité pro identifikaci regulace rovnováhy, pro zjištění funkce dolních končetin a také v případě účinnosti léčby. Je proto velmi důležité přesně vypočítat křivku CoP. Jiní autoři poukazují na tento vzorec výpočtu trajektorie CoP: [16]



$$COP_X = \frac{\iint xF(x,y) dx dy}{\iint F(x,y) dx dy}, \quad COP_Y = \frac{\iint yF(x,y) dx dy}{\iint F(x,y) dx dy} \quad (4)$$

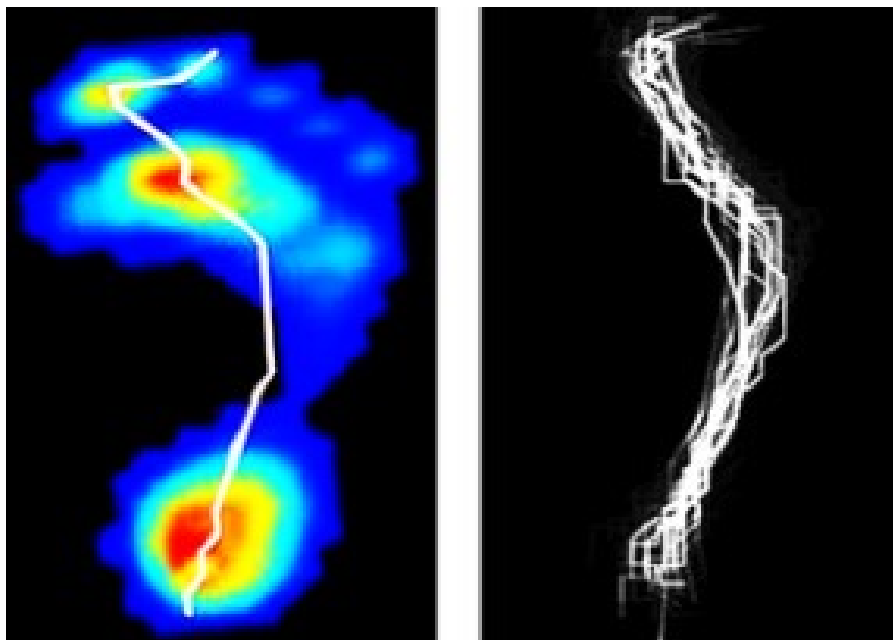
Přitom  $F(x, y)$  se považuje za spojité rozložení tlaku na ploše nohy. Zatímco v praxi se distribuce tlaku zjišťuje za pomoci tlakových senzorů, je možné ji také vypočítat, je však nutné ve vzorci udělat příslušné změny, a to na následující vzorec: [16]

$$COP_X = \frac{\sum_{i,j} x_i F_{i,j}}{\sum_{i,j} F_{i,j}}, \quad COP_Y = \frac{\sum_{i,j} y_j F_{i,j}}{\sum_{i,j} F_{i,j}} \quad (5)$$

Přitom  $F_{i,j}$  se považuje za diskrétní rozložení tlaku na ploše nohy. S ohledem na fakt, že diskretizace může ovlivnit ztrátu informací a může také vést ke zhoršení přesnosti výpočtu, je lepší vytvořit novou strategii pro výpočet souřadnic CoP, a to v následujícím znění: [16]

$$COP_{(x,y)} = (x,y) \left| \min \sum_{i,j} F_{(i,j)} D((i,j), (x,y)) \right. \quad (6)$$

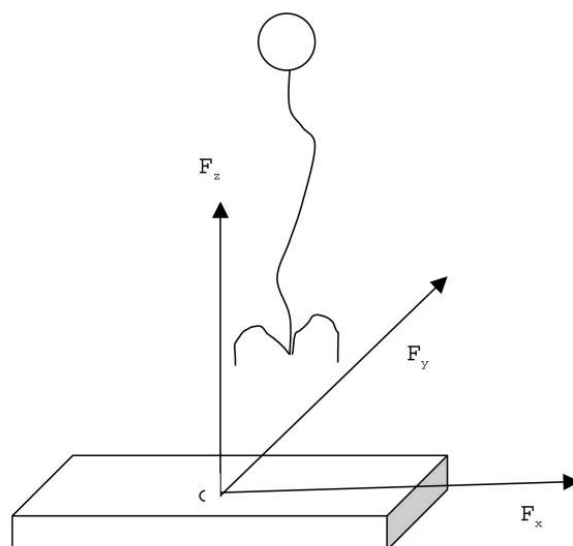
V uvedeném článku byl pro výpočty všech CoP využit výše uvedený vzorec, což nakonec vedlo k vytvoření celé trajektorie, jak je uvedeno na obrázku 15.



Obrázek 15. Vytvoření trajektorie CoP [16]

V dalším případě lze také využít tohoto vzorce, který má následující podobu, přičemž se zde operuje s několika proměnnými. Uvádí se, že plošná síla poskytuje komponenty pozemní reakční síly s vertikálními ( $F_Z$ ), středními ( $F_X$ ) a zadními ( $F_Y$ ) částmi spolu s volnými momenty, jak je uvedeno na obrázku 16. Vzorec je pak takový: [19]

$$CoP_{AP} = \frac{M_{ML}}{F_Z}, \quad CoP_{ML} = \frac{-M_{AP}}{F_Z} \quad (7)$$



Obrázek 16. Vytvoření křivky CoP [19]

Z výše uvedeného vzorce také platí, že  $M_{ML}$  a  $M_{AP}$  jsou momenty středobochů a předozadních složek a  $F_Z$  je vertikální silou.

### **3 Analýza modelování distribuce tlaku v průběhu chůze**

#### **3.1 Senzorická vložka a přiložená aplikace**

Ještě před zahájením tvorby SW a možného testování bylo nutné se seznámit s obdrženým hardwarem a telefonní aplikací.

Telefonní aplikace i senzorická vložka byly vyvinuty firmou Sensing.tex.

#### **3.2. Senzorická vložka s adaptérem**

Senzorická vložka se skládá ze dvou částí – samotné vložky a adaptérem který napájí a přenáší informace z vložky.



*Obrázek 17. Senzorická vložka s adaptérem*

##### **3.2.1 Senzorická vložka**

Samotná senzorická vložka společnosti Sensing.tex obsahuje celkem 16 senzorů, ze kterých je možno získávat data o působícím tlaku v místě senzoru. Ve vložce jsou použity piezoelektrické senzory, které jsou popsány v teoretické části.



*Obrázek 18. Vnitřní část senzorické vložky*

### **3.2.2 Adaptér ke vložce**

Vzhledem k tomu že samotná vložka nedisponuje žádnou vlastní baterií a není schopna data sama přenášet tak jsem současně s vložkou obdržel adaptér, který obstarává napájení a přenos informací ze senzorů do mobilní aplikace.

Adaptér se připojuje ke vložce pomocí 8 konektorů z jedné strany. Na druhé straně se nachází ovládací prvek, který umožňuje zapnutí nebo vypnutí zařízení. Led indikátor signalizující zapnutí a mikro USB konektor k dobíjení. Adaptér komunikuje s telefonní aplikací pomocí Bluetooth.



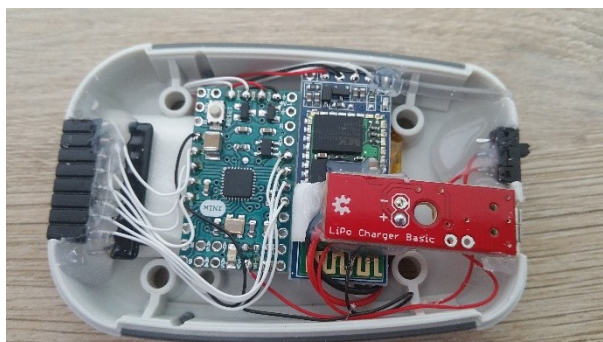
Obrázek 19. Adaptér zapojený k senzorické vložce



Obrázek 20. Adaptér



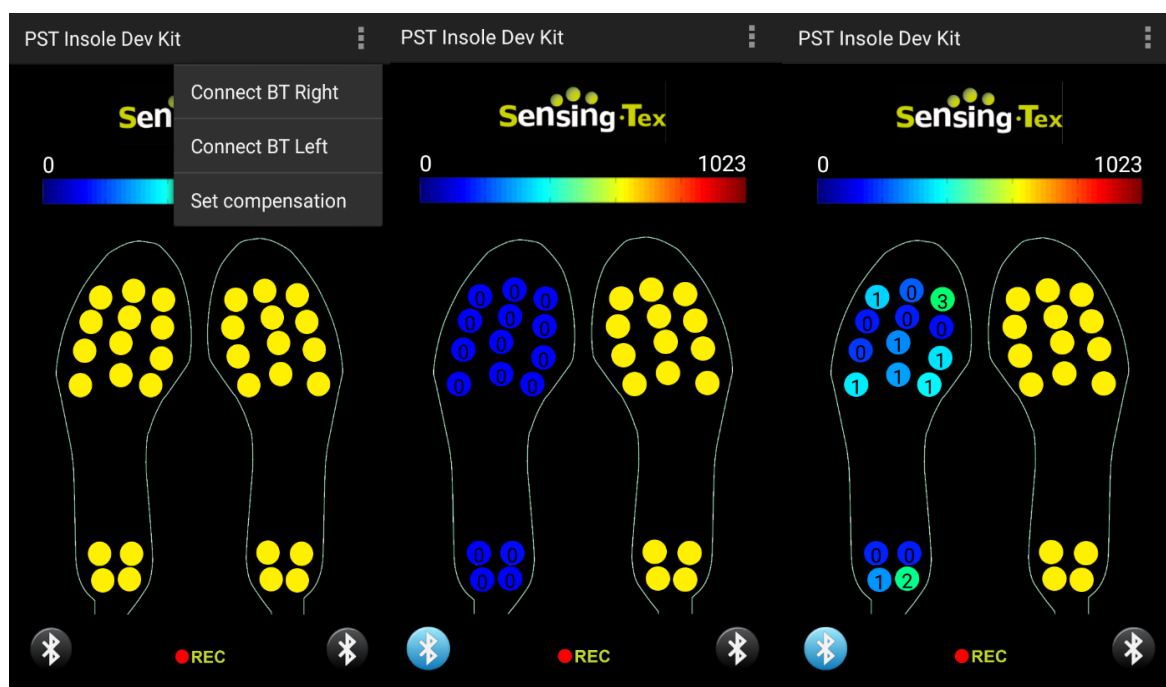
Obrázek 21. Vstupy adaptéru



Obrázek 22. Vnitřní komponenty adaptéru

### 3.3 Telefonní aplikace

Obdržená aplikace PST Insole.apk je k dispozici pouze pro android. Jedná se o jednoduchou aplikaci, která umožňuje připojit vložku pomocí Bluetooth a následně v reálném čase zobrazovat působící tlak, jak graficky, tak číselně od 0-6. Tyto data je pak možné pomocí tlačítka REC zaznamenávat. Po opětovném stisknutí tlačítka REC se záznam ukončí a uloží se v telefonu jako excelovský soubor.



Obrázek 23. Grafický postup propojení senzorické vložky s telefonem v aplikaci



### 3.4 Testovací měření

V první části praktické části bylo provedeno testování senzorické vložky. Kdy testovací subjekty byly osoby ve věku 18-60 let. Vzhledem k tomu, že byla k dispozici pouze 1 velikost vložky která odpovídala velikosti nohy 42 a výše, testování probíhalo výhradně na mužích.

Testování se zúčastnilo celkem 20 osob, kdy získaná data obsahovala vždy 1 izolovaný krok, který slouží ke zjištění CoP křivky. A poté minimálně minutový záznam chůze. Výsledkem je tedy 40 záznamů.



Obrázek 24. Systém umístění vložky v botě





|                    |                   |
|--------------------|-------------------|
| Proband 1 - chůze  | Proband 1 - krok  |
| Proband 2 - chůze  | Proband 2 - krok  |
| Proband 3 - chůze  | Proband 3 - krok  |
| Proband 4 - chůze  | Proband 4 - krok  |
| Proband 5 - chůze  | Proband 5 - krok  |
| Proband 6 - chůze  | Proband 6 - krok  |
| Proband 7 - chůze  | Proband 7 - krok  |
| Proband 8 - chůze  | Proband 8 - krok  |
| Proband 9 - chůze  | Proband 9 - krok  |
| Proband 10 - chůze | Proband 10 - krok |
| Proband 11 - chůze | Proband 11 - krok |
| Proband 12 - chůze | Proband 12 - krok |
| Proband 13 - chůze | Proband 13 - krok |
| Proband 14 - chůze | Proband 14 - krok |
| Proband 15 - chůze | Proband 15 - krok |
| Proband 16 - chůze | Proband 16 - krok |
| Proband 17 - chůze | Proband 17 - krok |
| Proband 18 - chůze | Proband 18 - krok |
| Proband 19 - chůze | Proband 19 - krok |
| Proband 20 - chůze | Proband 20 - krok |

Obrázek 25. Ukázka průběhu testování a výsledných dat

### 3.5 Vývoj softwarové aplikace

Hlavním cílem této bakalářské práce bylo vytvořit GUI aplikaci která je schopná zpracovat data získané ze senzorické vložky a umožní s nimi dále pracovat. Ať už se jedná o data z jednoho kroku nebo celého záznamu chůze. Pro lepší přehled o tom, jaký tlak během chůze působil, byla vložka vizualizována v reálné podobě pouze v menším měřítku. Rozmístění senzorů na vizualizované vložce v aplikaci rovněž odpovídá umístění senzoru v existující vložce. V aplikaci jsou možnosti jako chronologicky přehrát celý záznam nebo záznam procházet v jednotlivých časových okamžicích pomocí posuvného slideru. Aplikace dokáže zobrazovat data v surové podobě či ve třech různých interpolacích – nearest (nejbližší bod), natural – přirozená interpolace a lineární interpolace. Dále je zde možnost zobrazit maximální tlak, který je segmentován z interpolace nearest. Nejdůležitější je však možnost výpočtu CoP křivky z jednoho kroku. Tato data po výpočtení a vykreslení CoP křivky je pak možné uložit a exportovat.

Jako vývojové prostředí bylo zvoleno prostředí MATLAB jakožto prostředí pro technické výpočty, které umožňuje širokou paletu zpracování dat a zároveň jednoduchou tvorbu GUI.

### 3.6 Zpracování senzorických dat

Data ze senzorů měřící podložky jsou zpracována v GUI aplikaci, která je napsána v prostředí MATLAB. Data je možné zobrazovat jako prosté bodové hodnoty nebo jako komplexní plošný interpolant, kde barevná distribuce odpovídá rozložení tlaku.

Pro sestavení odpovídajícího interpolantu je zapotřebí znát přesné polohy senzorů. Jejich polohy lze orientačně změřit, ale přesnější řešení se nabízí – zpracování obrazu a extrakce poloh senzoru algoritmicky.

Pro vizualizaci měření tlaku je účelné sestavit nejen interpolant měření, ale také věrné zobrazení měřící položky. Možností sestavení takového obrazu je vícero, ale vzhledem k tomu, že hlavní aplikace je v prostředí MATLAB, i tento úkol byl primárně zpracován v MATLABu.

Extrakce poloh senzorů i polohy a tvaru vložky mají několik společných počátečních kroků. Společný postup lze popsat následovně:

1. Vyfocení podložky s odkrytými senzory na normované ploše.
2. Zpracování surové fotky.
3. Detailní příprava následného zpracování obrazu.

Krok č. 1 jedna spočívá ve vyfocení podložky na normované ploše, u které známe rozměry, abychom byli schopni vypočítat měřítko obrazu, stanovit souřadnicový systém. Jako normovaná plocha byl stanoven bílý list papíru formátu A4 s rozměry 210 x 297 mm.

Krok č. 2 spočívá v postupné opravě kolinearity, ořezání na okraj listu papíru. Tím je umožněno zavedení přesného souřadnicového systému s počátkem v levém dolním rohu papíru.

Krok č. 3 spočívá v normalizaci pozadí papíru na RGB [255,255,255], vyhlazení okraje vložky, obarvení jednoho senzoru odstínem, který se na původní syrové fotografii nevyskytuje.

Při vyfocení nedojde u pozadí papíru k přesnému uložení všech pixelů papíru na hodnotu [255, 255, 255]. Toto lze však poměrně jednoduše opravit několika různými způsoby. Pro potřeby bakalářské práce byla zvolena metoda masky. Okolo vložky byla vytvořena maska, která určovala okraj vložky. Toho lze docílit použitím výběrového nástroje s vhodně zvolenou tolerancí pro výběr pixelu. Samozřejmostí je vyhlazení masky kolem měřící podložky.

Tato maska byla poté „přebarvena“ na monolitickou bílou barvu. To umožní snadné určení binární masky.

Pro všechny výše zmíněné kroky bylo použito Zoner Photo Studio 17 pro svou jednoduchost.

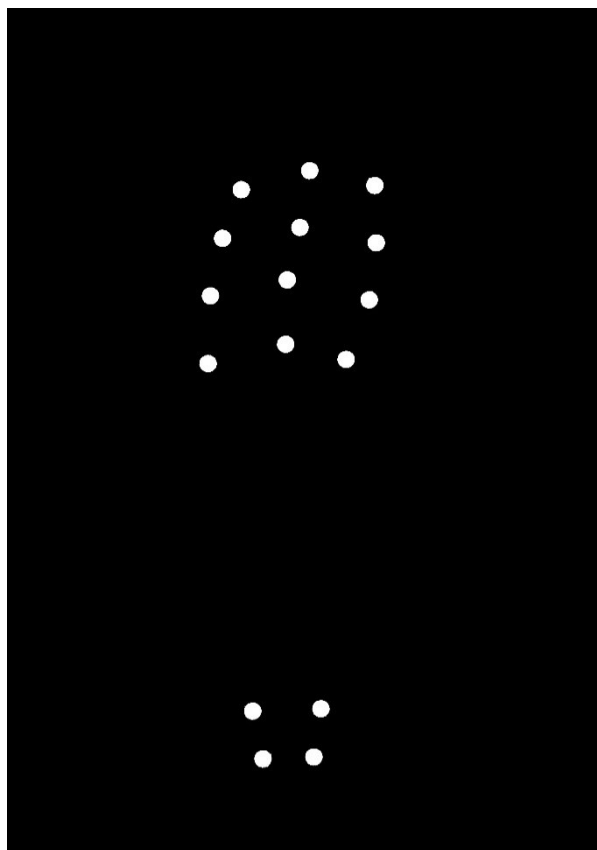


*Obrázek 26. Podkladový obrázek pro extrakci tvaru vložky a polohy senzorů*

### **3.7 Extrakce polohy senzorů**

Extrakce samotných poloh senzorů dále zpracovává výsledný produkt předzpracování (Obrázek 26.). Zpracování spočívá ve „vybarvení“ všech senzorů v předchozím kroku vhodně zvoleném tónu barvy. To opět umožní jednoduchou tvorbu binární masky a extrakci poloh.

Po obarvení všech senzorů lze jednoduše sestavit binární masku výběrem dle unikátního odstínu senzorů, viz Obrázek 27.



Obrázek 27. Binární maska pro extrakci polohu senzorů

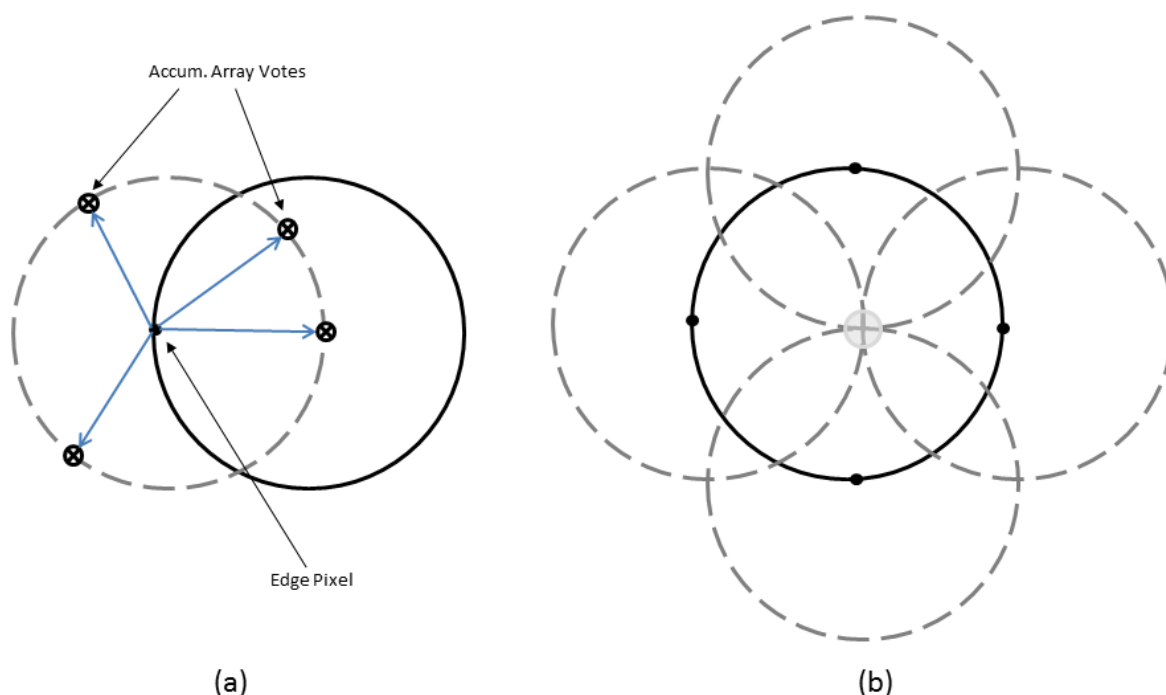
Z této masky lze přímo extrahovat polohy senzorů funkce MATLABu **imfindcircles**, které je předána binární maska a rozpětí rádiusu, který se má hledat. Tento lze zvolit zkusmo, popř. binární masku můžeme zpracovat ještě nástrojem **Image Region Analyzer**, který dokáže spolehlivě stanovit potřebné rozpětí.

Nevýhodou tohoto postupu je to, že MATLAB vrátí souřadnice senzoru v nahodilém pořadí. Toto pořadí nemusí a také neodpovídá pořadí, jak jsou uspořádána data v datovém souboru, který vstupuje do aplikace. Z toho plyne potřeba transformace, a to buď dat do formátu souřadnic senzoru nebo souřadnic senzoru do pořadí odpovídající formátu vstupních dat. Druhá možnost se její jednodušší, právě pro byl zvolen tento postup.

### 3.8 Extrakce středů senzorů:

Pro extrakce souřadnic středů je použita cirkulární Houghova transformace (CHT), díky své robustnosti a univerzálnosti. Tato transformace nejprve stanovuje hrany v obraze a z pixelů hrany stanovuje sadu kandidátních pixelů, které tvoří kruh. Průsečík těchto kandidátních kružnic stanovuje potenciální střed kružnice, kterou hledáme. Po stanovení středu následuje

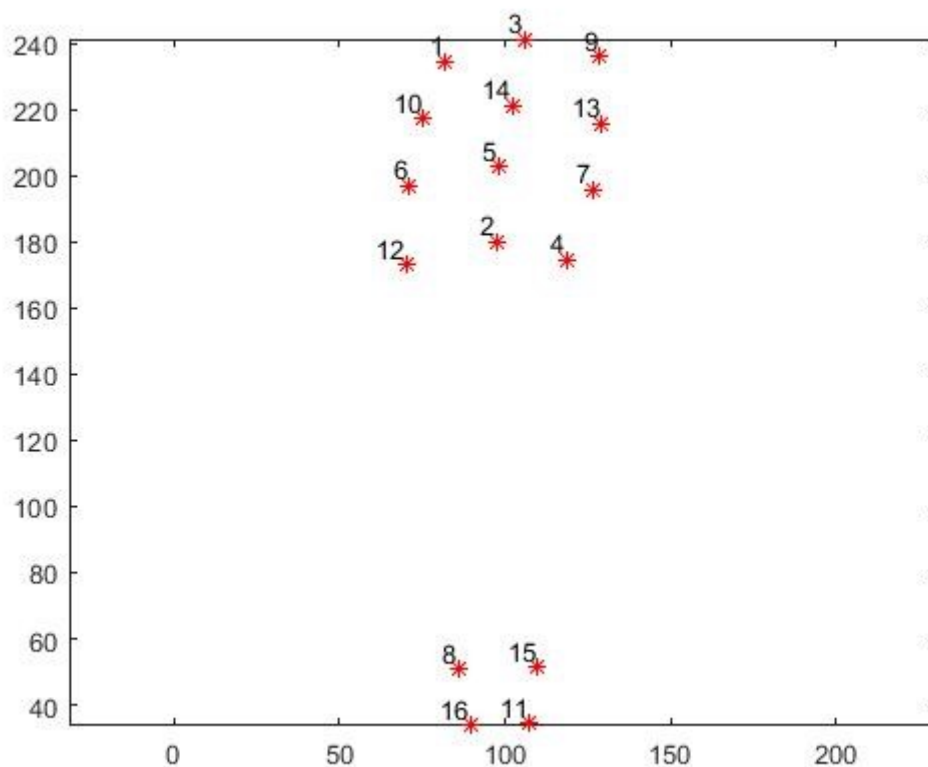
určení hodnoty rádiusu, který se většinou určuje v rozmezí, tudíž se daný střed využívá opakovaně.



Obrázek 28. Extrakce středů [52]

Při hledání rozsahu kružnic se nejprve stanoví okraj v obraze, odkud se na normálu k vektoru hrany obrazu nanese rozsah hledaných kružnic. Zbytek algoritmu je více méně stejný. CHT nemá konkrétní implementaci, spíše se opírá sadu kroků, které se mají provést a je na uživateli, jak je splní. Detaily můžeme najít na oficiálních stránkách v nápovědě MATLABu zde: <https://www.mathworks.com/help/images/ref/imfindcircles.html>. [53]

K sestavení odpovídající transformace je poté potřeba určit pořadí souřadnic, což lze v MATLABu poměrně jednoduše. Stačí očíslovat výstup souřadnic a zobrazit ho v grafu.



Obrázek 29. Číslování souřadnic extrahované MATLABem

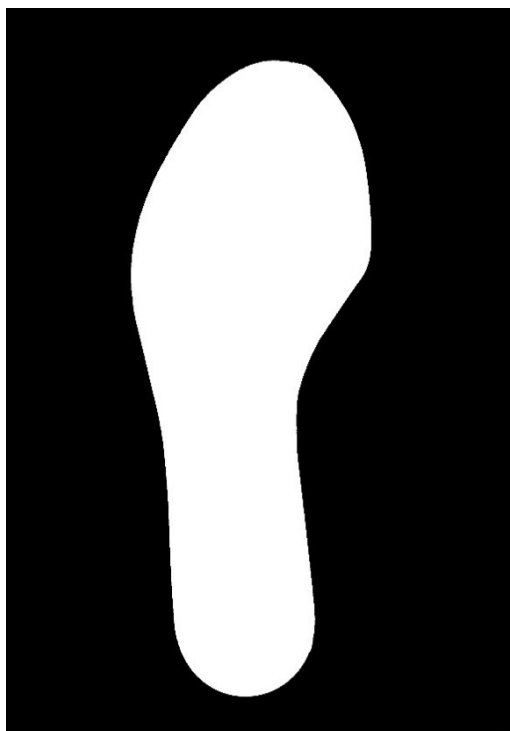
K těmto souřadnicím senzorů lze po očíslování stanovit jednoduchou transformaci, která je uložena v textovém souboru DataSettings.txt. Formát souboru je následující:

Číslo\_souřadnice\_senzoru, Pořadí\_datového\_sloupce

Číslo souřadnice senzoru odpovídá očíslování z obrázku 29. Pořadí datového sloupce je určeno jako od nuly číslované pořadí sloupců v CSV souboru s daty, který je produkován měřicí aparaturou a jehož struktura je známa, tj. je známo, že sloupce x odpoví konkrétnímu senzoru na podložce. Nultý sloupec drží časové razítko měření.

### 3.9 Určení polohy vložky

Pro určení polohy vložky bylo opět použito zpracování obrazu podložky, viz Obrázek 26. Na obraz byl aplikovaná inverzní binární filtr – všechny pixely, které se nerovnájí [255, 255, 255] nahrazeny [255, 255, 255] a pixely s hodnotou [255, 255, 255] jsou přepsány na [0, 0, 0]. Jinými slovy, byla provedena inverze obrazu.

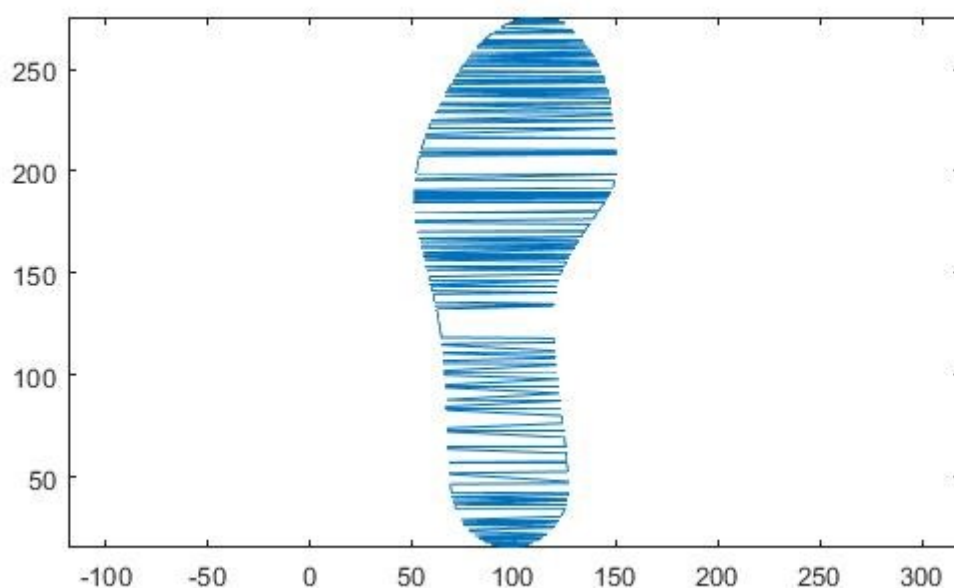


*Obrázek 30. Binární maska pro určení okraje podložky*

Takto upravenému binárnímu obrazu lze snadno určit okraj příkazem **Edge**, který vrátí souřadnice bodů okraje. Extrakce okrajů pomocí funkce **Edge** probíhá pomocí Sobelova algoritmu. V obrazci se vypočítá horizontální a vertikální matice gradientů (derivace se nahradí Sobelovou aproximací) a jako okraj se vyberou body s nejvyššími hodnotami těchto gradientů. Práhová hodnota je zvolena automaticky.

Souřadnice okrajů jsou v pixelech, ale ze znalosti rozměru papíru a počtu pixelů fotky, lze snadno tyto souřadnice transformovat do souřadného systému, který je vytvořen při extrakci poloh senzorů.

I při tomto postupu vzniká problém nahodilého pořadí extrahovaných bodů. Pokud bychom tyto body nyní spojili úsečkou, vznikne nepoužitelný obrazec podložky, viz Obrázek 31.



Obrázek 31. Problém nahodilého pořadí extrahovaných bodů okraje měřicí podložky

Body je tedy nutné „setřídít“. Třídění podle souřadnice  $x$  nebo  $y$  však pro tento účel není vhodné. Pro správnou iluzi zobrazení podložky je potřeba body vynést do grafu a spojit úsečkou v pořadí, tak jak by šly za sebou, pokud bychom pomyslně podložku obkreslovali tužkou, tj. můžeme začít kterýmkoliv bodem, ale následující bod v množině pro vykreslení MATLABem musí být bod nejbližší již vykreslenému bodu. Navíc se tyto body nesmí opakovat. Z toho plyne jasný algoritmus:

1. Vybereme libovolný extrahovaný bod okraje podložky.
2. Odebereme ho z množiny extrahovaných bodů.
3. Vykreslíme bod, popř. ho uložíme do transformované množiny bodů.
4. V množině extrahovaných bodů najdeme nejbližší bod pro bod posledně uložený do množiny transformovaných bodů.
5. Odebereme tento nově nalezený bod z množiny extrahovaných bodů.
6. Vykreslíme, popř. uložíme do množiny transformovaných bodů.
7. Opakujeme postup 4-7, dokud není množina extrahovaných bodů prázdná.



K extrakci nejbližšího bodu je využita funkce **dsearchn**, která využívá N-D vyhledávání nejbližšího bodu. Všechny tyto kroky (extrakce okraje, setřídění a uložení) zpracovává podprogram `Closes_point.m`, který dále využívá podprogramy `Shape_extraction.m` a `Import_edge.m`.

### 3.10 Interpolace a zobrazení dat v aplikaci

**Interpolace** v numerické matematice znamená nalezení přibližné hodnoty funkce v nějakém intervalu, který je vymezen známými hodnotami funkce, čímž je zároveň vymezen okraj interpolačního intervalu. Nalezení hodnot funkce mimo tento interval, nazýváme extrapolací.

V geometrii znamená interpolace prokládání daných (změřených) bodů křivkou, která danými body prochází.

Vzhledem k tomu, že senzorická vložka obsahuje pouze 16 senzorů a zobrazuje data pouze tam, kde byl senzor bylo potřeba zjistit tlak i mimo senzory. Pro zjištění tohoto tlaku bylo nutné použít interpolaci. Použitím interpolace zajistíme „dopočítávání“ dat mezi senzory.

Pro zobrazení dat v aplikaci je využita plošná interpolace dat ze senzoru. Interpolaci lze měnit (Natural – přirozená, Linear – lineární, Nearest – nejbližší bod), popř. lze interpolaci úplně vypnout.

Pro interpolace dat napříč časem je sestaven na začátku aplikace interpolant s pomocí funkce `scatteredInterpolant`, kterému se předloží neměnné souřadnice senzorů  $x$  a  $y$ , dále počáteční hodnoty  $z$ . Tyto hodnoty  $z$  jsou v každém časovém kroku nahrazeny aktuální sadou měření.

Počáteční pokusy s interpolací dat ze všech 16 senzorů produkovaly poněkud zavádějící výsledky. Uspokojivějších výsledků bylo dosaženo díky zahrnutí bodů okraje podložky do interpolované množiny. Interpolant se tak nesestavuje z 16 bodů, ale 16 senzorických bodů + variabilní množství bodů okraje podložky, kterým je nastavena hodnota 0. Jsem si je vědom, že se jedná o předpoklad, který obecně neplatí (tlak na okraji podložky nemusí být nutně roven 0), ale zároveň tento předpoklad lépe modeluje skutečné rozložení tlaku. než když se použije pouze 16 datových bodů.

Interpolant v tomto režimu produkuje smysluplnější interpolaci v oblasti mezi senzory a okraji podložky. Samotná interpolace se provádí v každém časovém kroku dle následujícího algoritmu:

1. Je sestaven vektor hodnot  $z$ , který odpovídá datům  $z$  jednotlivých senzorů.
2. Vektor  $z$  je uložen do interpolantu  $F(x, y, z)$ , kde  $x$ , resp.  $y$ , je  $x$ -ová, resp.  $y$ -ová
3. souřadnice senzorů a bodů okraje měřící podložky.
4. Interpolantem  $F(x, y, z)$  je sestavená síť  $S(X, Y, Z)$ , kde  $X$ , resp.  $Y$ , jsou  $x$ -ové, resp.  $y$ -ové
5. souřadnice uzlů rovnoměrného diskretizace plochy podložky a nejbližšího okolí.
6. Síť  $S(X, Y, Z)$  je zobrazena pomocí funkce **surf**.
7. Ze sítě  $S(X, Y, Z)$  je stanoven střed tlaku (Centre of Pressure), viz následující kapitola.

## 4.0 Výpočet a zobrazení CoP křivky

Střed tlaku (Centre of Pressure) je sestaven v každém časovém kroku ze sítě, kterou vypočítá interpolant  $F$ . Souřadnice  $x$ , resp.  $y$ , je stanovena jako vážený průměr  $x$ -ových, resp.  $y$ -ových souřadnic uzlů diskretizační sítě a jejich parciálních tlaků vůči celkovému tlaku. Tento postup odpovídá postupu uvedenému v literární rešerši.

Pro CoP křivku je potřeba nejprve stanovit koeficienty aproximačního polynomu  $P(x)$ , přičemž platí:

$$P(x) = p_n x^n + p_{n-1} x^{n-1} + \dots + p_1 x + p_0 \quad (8)$$

kde  $n$  je řád polynomu. Pro případ CoP byl experimentálně zvolen 3. řád polynomu. Za  $x$  je dosazena  $x$ -ová nebo  $y$ -souřadnice stanovených středů tlaku. O použití  $x$ -ové nebo  $y$ -ové souřadnice rozhoduje kvalita aproximace, viz dále.

CoP křivka je následně stanovena jako vyčíslení polynomu  $P(x)$  pro diskrétní vektor hodnot  $x$ , tj. dosazením jednotlivých hodnot diskrétního vektoru za  $x$  do rovnice aproximačního polynomu výše, čímž dojde k dopočtení odpovídající druhé souřadnice.

Bod středu tlaku a jeho souřadnice je uložen pro každý časový okamžik. Pokud si uživatel aplikace zvolí vykreslit křivku CoP, uložené body se proloží polynomem 3. řádu (polynom vyššího stupně neprodukoval aproximaci, která by více odpovídala předpokládanému tvaru CoP křivky, proto nebyl použit), který reprezentuje samotnou CoP křivku.

Aproximační polynom (CoP křivka) je stanovena jak pro y-nové souřadnice z x-ových souřadnic, tak pro x-ové souřadnice z y-nových souřadnic. Oba tyto polynomy se následně srovnají a jako CoP křivka se vykreslí ten polynom, který produkuje aproximační křivku, která je více v souladu s předpokládaným tvarem CoP křivky. Jako kritérium volby je použito maximum anteriorní difference prvního a posledního prvku vypočteného vektoru aproximačního polynomu.

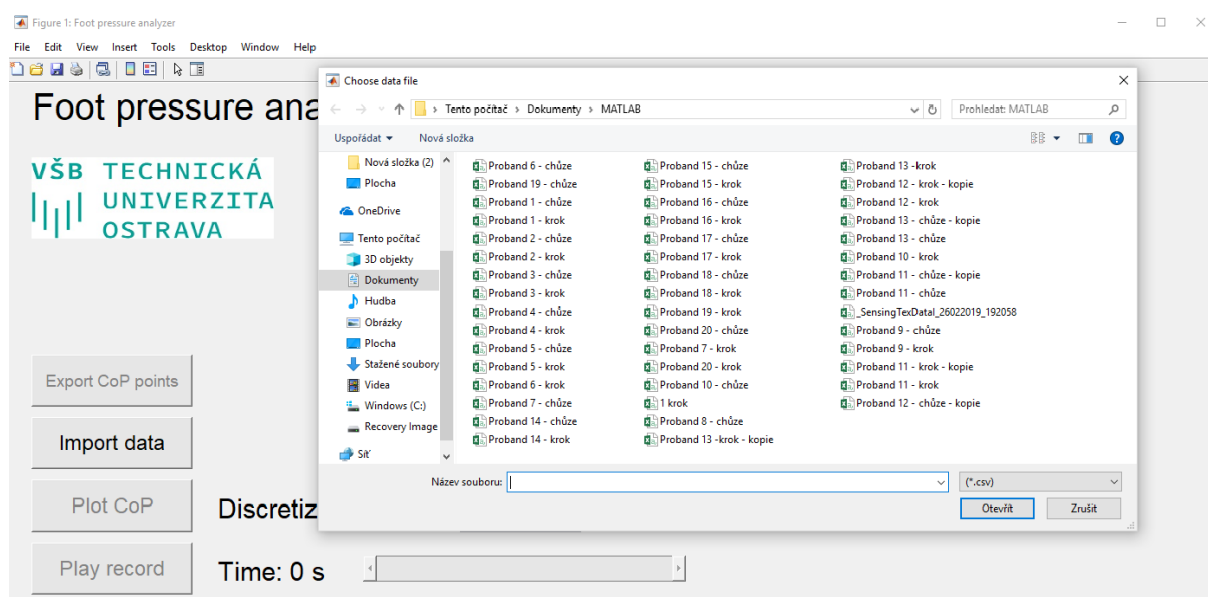
Důvodem pro tento postup je občasná nízká plošná distribuce bodů – středů tlaků, což vede ke špatně podmíněné interpolaci, pokud se zvolí právě jedna interpolace souřadnic x nebo y. Tento postup zvyšuje robustnost vykreslené CoP křivky.

## 4.1 Grafické uživatelské rozhraní

Součástí práce byl návrh a realizace plně automatizovaného SW rozhraní pro tlakovou analýzu chůze. K vytvoření SW byl použit program MATLAB. V následující kapitole se podíváme na to, jak výsledný software vypadá a jaké jsou jeho ovládací prvky.

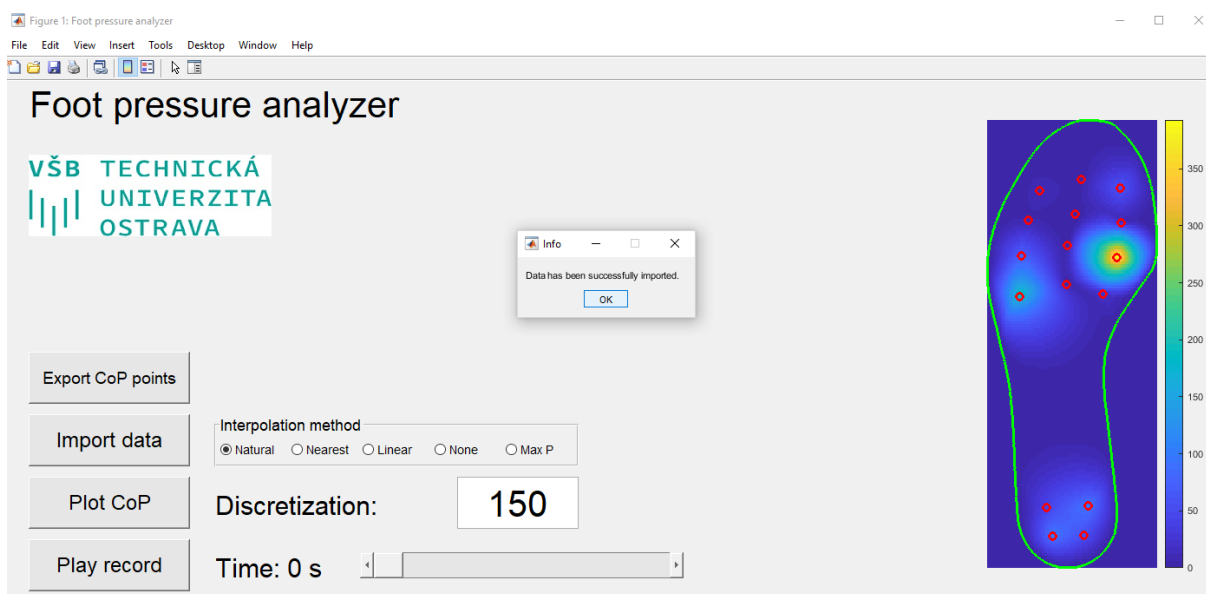
### 4.1.1 Načtení dat

Požadavek na načtení dat se realizuje automaticky po spuštění programu, toto řešení bylo zvoleno k urychlení procesu. Jednodušeji řečeno automatický dotaz na načtení dat ušetří uživateli aplikace jednu operaci navíc.

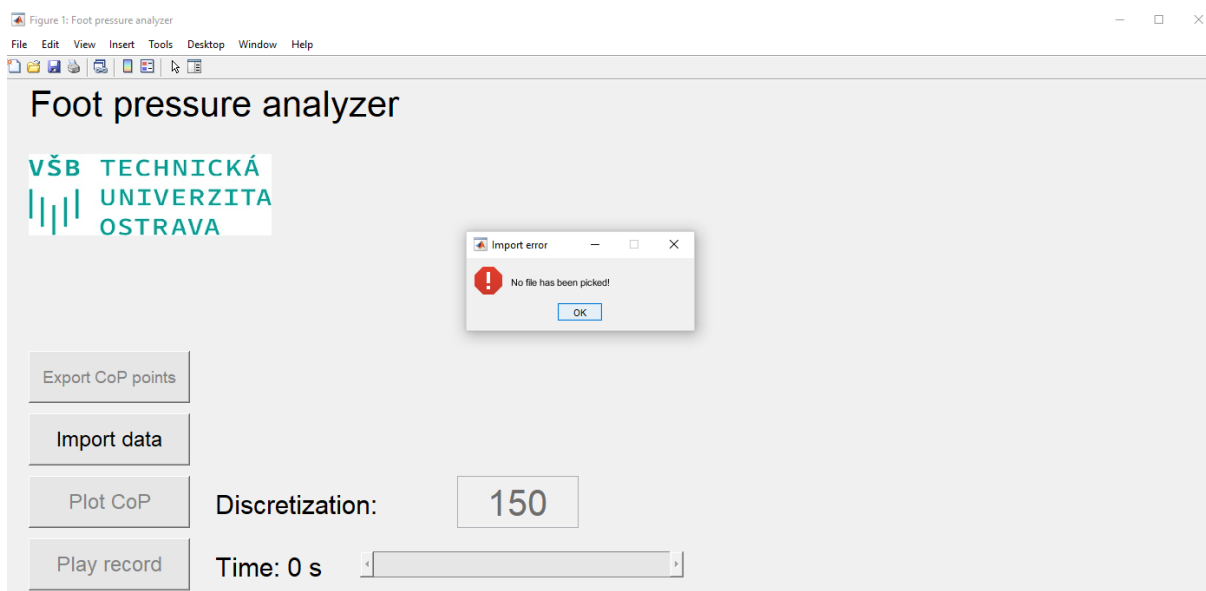


Obrázek 32. Import dat

Po vybrání souboru s příslušnými daty uživatel obdrží zpětnou vazbu o úspěšném nahrání dat (viz obrázek č.33). Pokud uživatel nezvolí žádný soubor nebo vybere soubor jiného formátu aplikace ho informuje, že nebyla vybrána žádná data. Pokud toto nastane, (viz obrázek č.34) uživateli zůstane zpřístupněno pouze tlačítko Import data, které slouží k manuálnímu importu dat. Samotná vložka i s ostatními možnostmi zůstane uživateli skrytá.



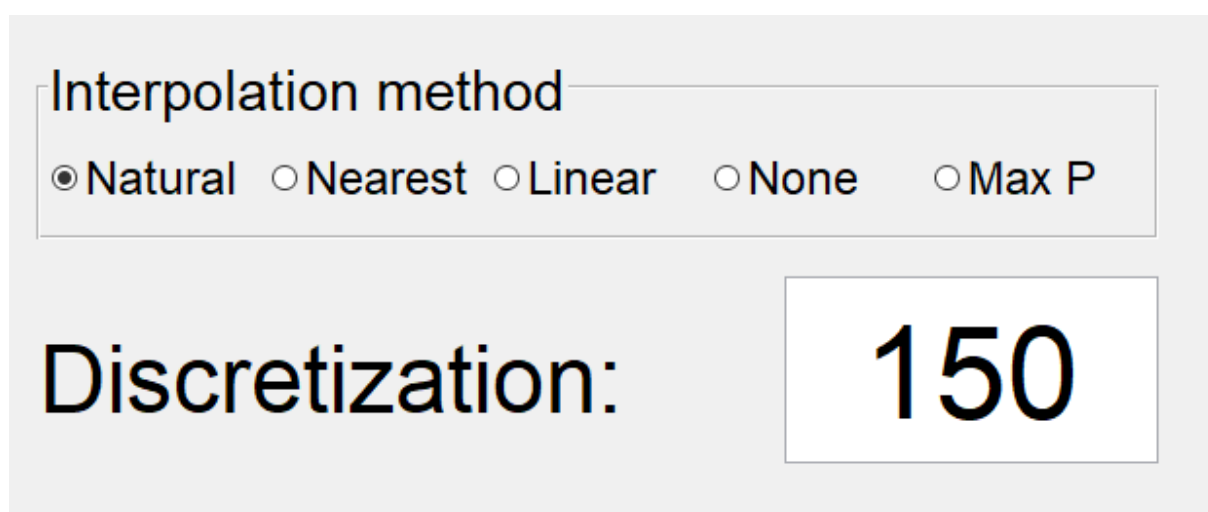
Obrázek 33. Úspěšný import dat



Obrázek 34. Neúspěšný import dat

### 4.1.2 Typy interpolací a maximální tlak, Diskretizace

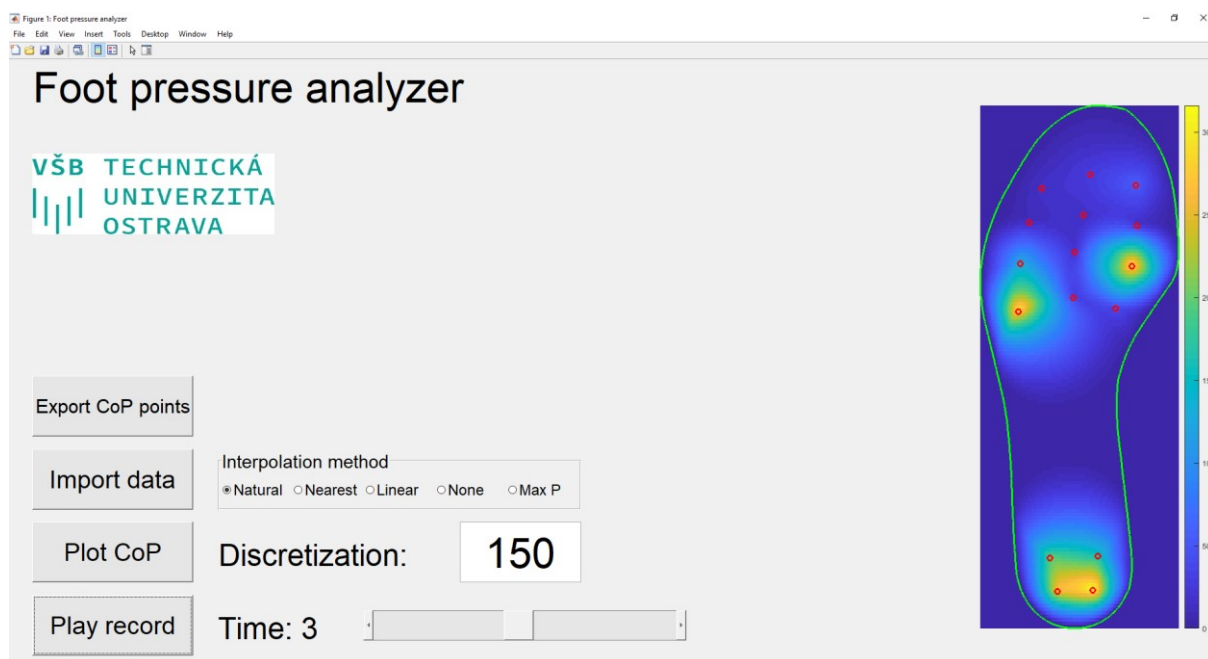
Jak již bylo zmíněno byly použity 3 typy interpolací (Linear, Natural, Nearest) a možnost interpolaci zcela vypnout. Interpolace Nearest pak byla využita pro možnost detekovat nejvyšší tlak (Max P – neboli Maximal Pressure) pro každý časový okamžik. Současně máme možnost volit si diskretizaci což je dělení spojitě veličiny na nespojitou veličinu – jednoduše řečeno nám ukazuje, jak hustá bude síť interpolace. Její meze jsou omezeny spodní hranicí 50 a horní 500.



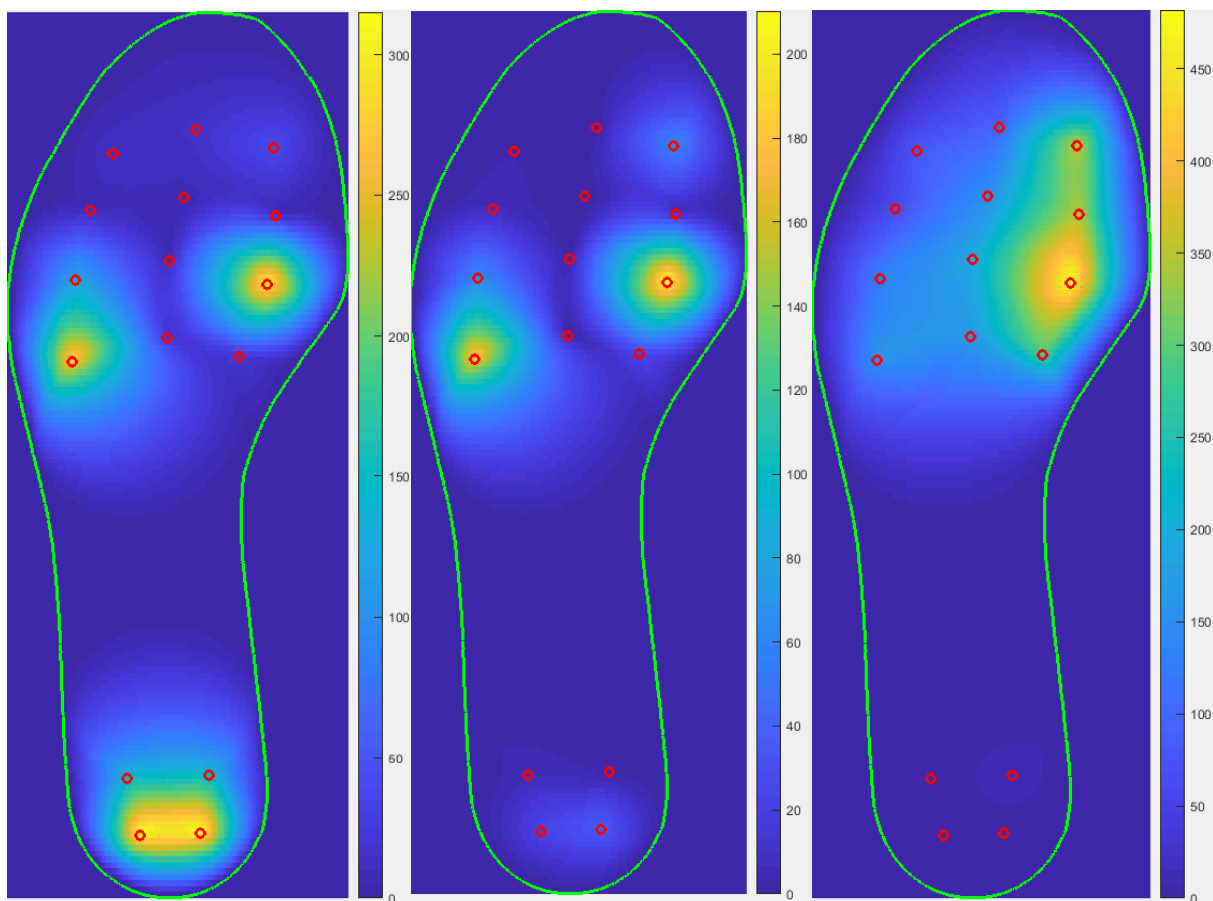
The screenshot shows a software interface with two main sections. The top section is titled 'Interpolation method' and contains five radio button options: 'Natural' (which is selected), 'Nearest', 'Linear', 'None', and 'Max P'. The bottom section is titled 'Discretization:' and features a large, bold number '150' inside a white rectangular box.

Obrázek 35. Zobrazení možnosti výběru interpolace a diskretizace

### 4.1.3 Zobrazení interpolace typu Natural



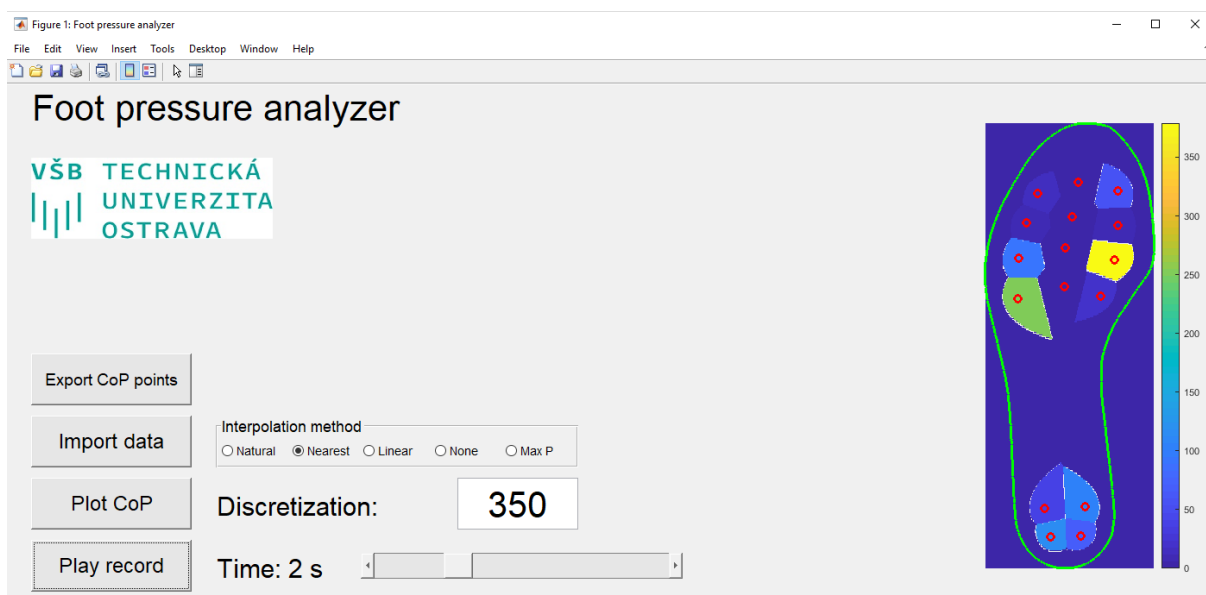
Obrázek 36. Vizualizace interpolační metody Natural



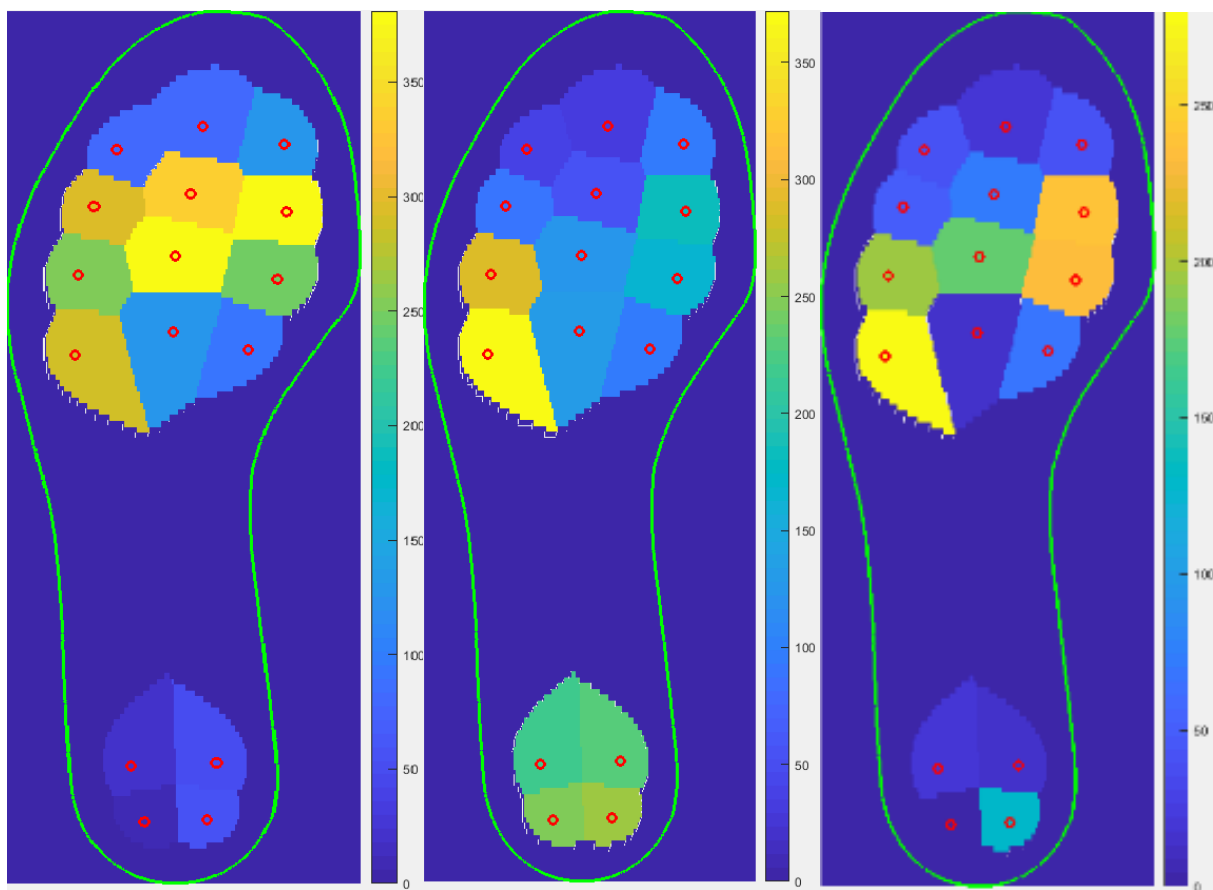
Obrázek 37. Výsledek interpolace Natural v rozdílných časových okamžicích

#### 4.1.4 Zobrazení interpolace typu Nearest

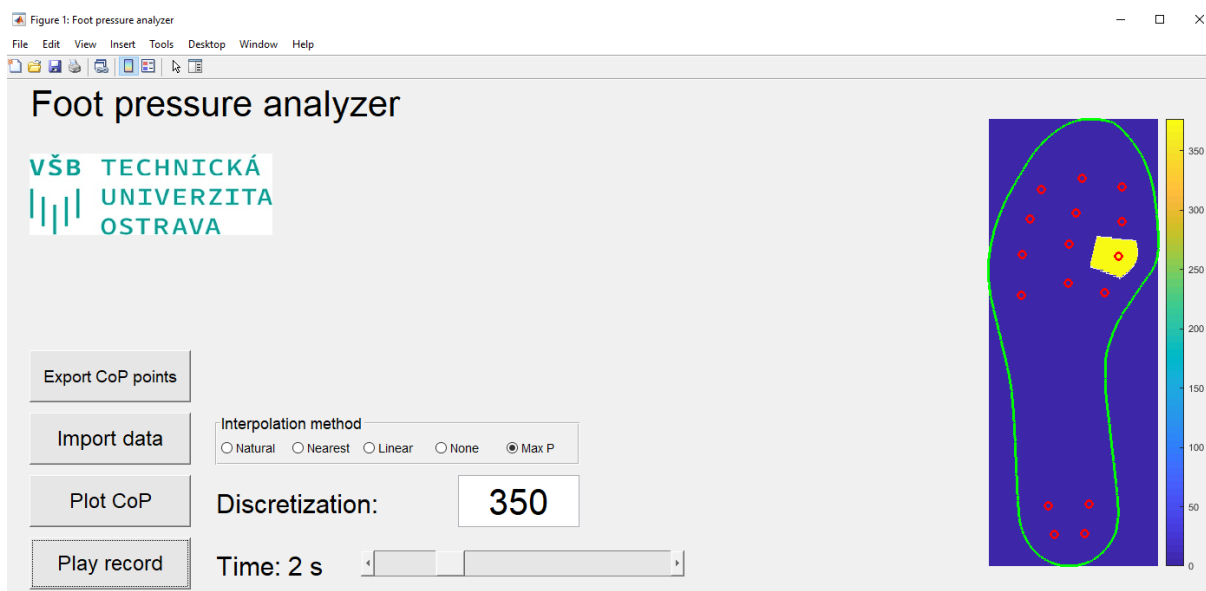
Na sadě obrázků můžeme vidět použitou interpolaci Nearest a to, jak se barevně mění oblasti v závislosti na působícím tlaku. Při použité diskretizaci 150.



Obrázek 38. Vizualizace interpolace Nearest

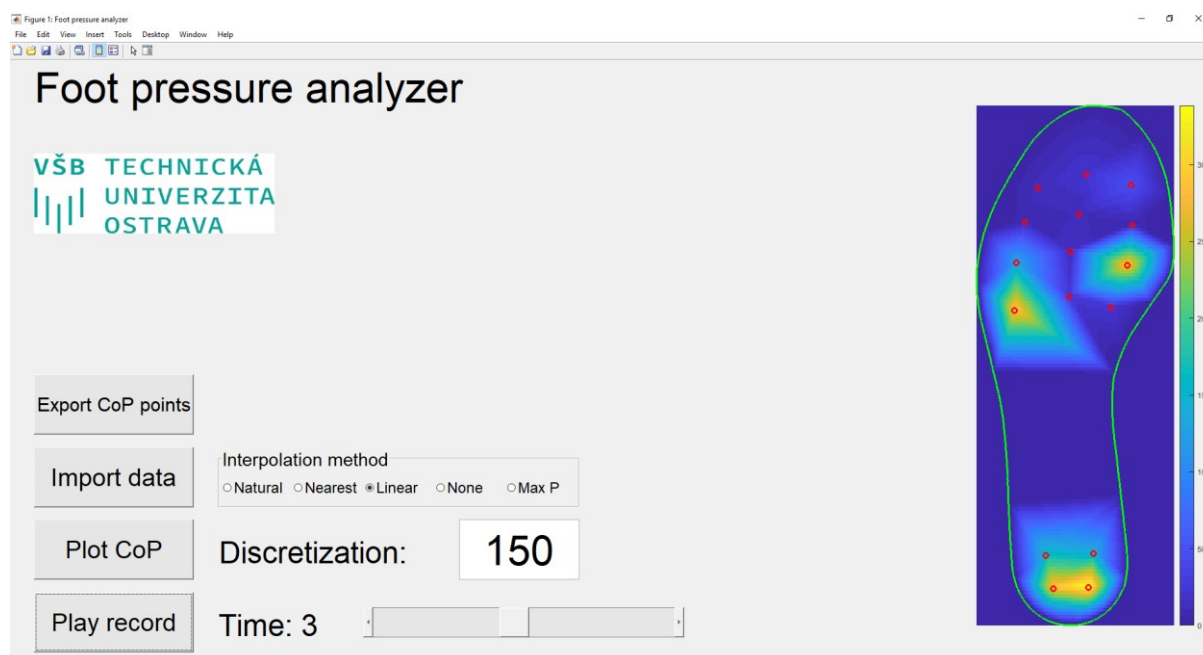


Obrázek 39. Výsledek interpolace Nearest v rozdílných časových okamžicích

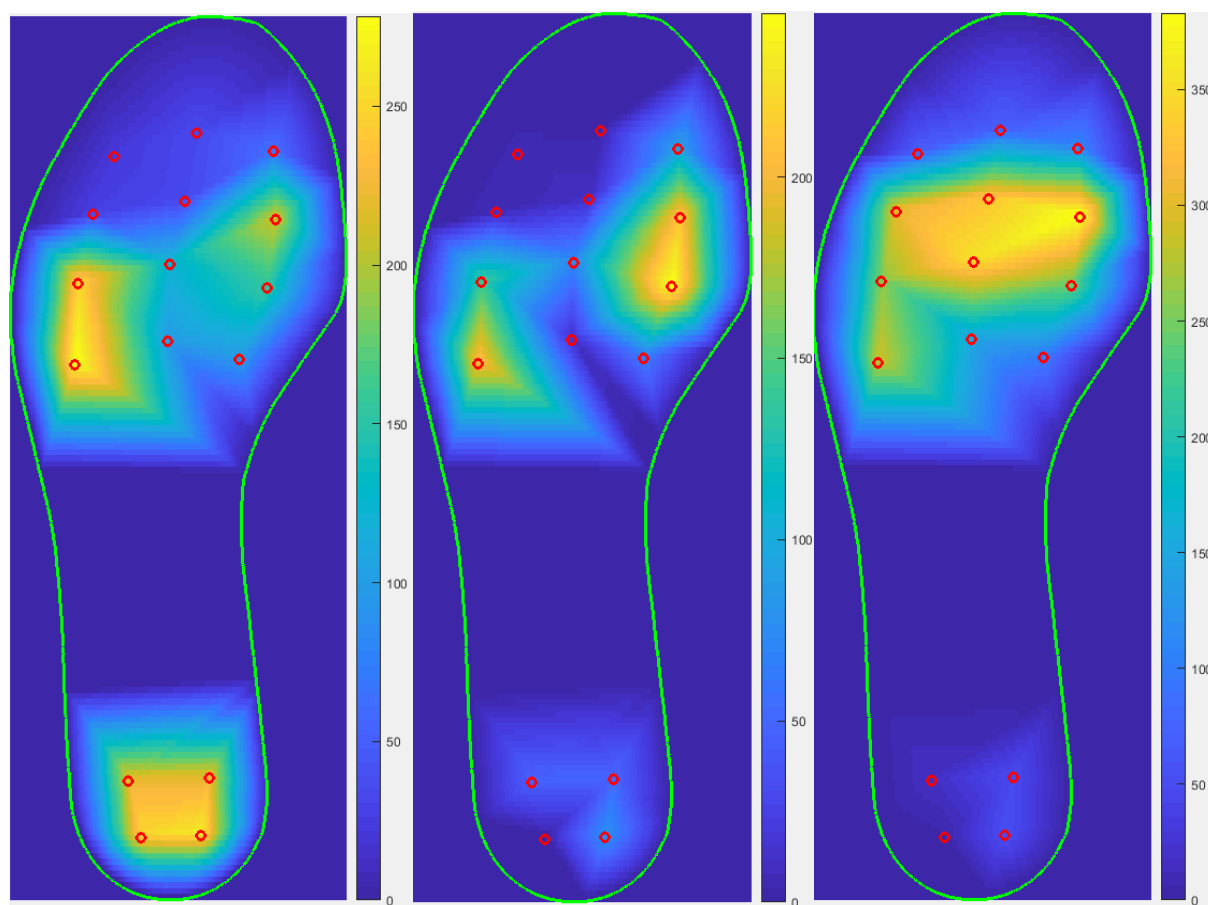


Obrázek 40. Zobrazení největšího tlaku z interpolace Nearest

#### 4.1.5 Zobrazení interpolace typu Linear



Obrázek 41. Zobrazení největšího tlaku z interpolace Linear

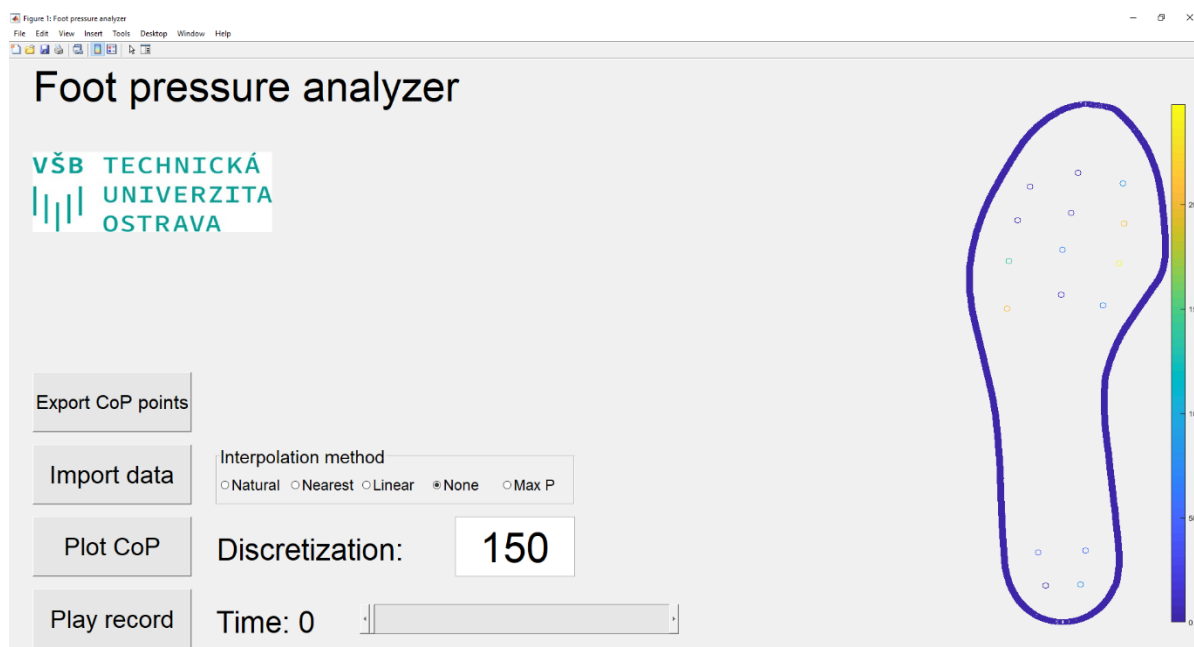


Obrázek 42. Vizualizace interpolace Linear v rozdílných časových okamžicích



#### 4.1.6 Zobrazení dat bez interpolace

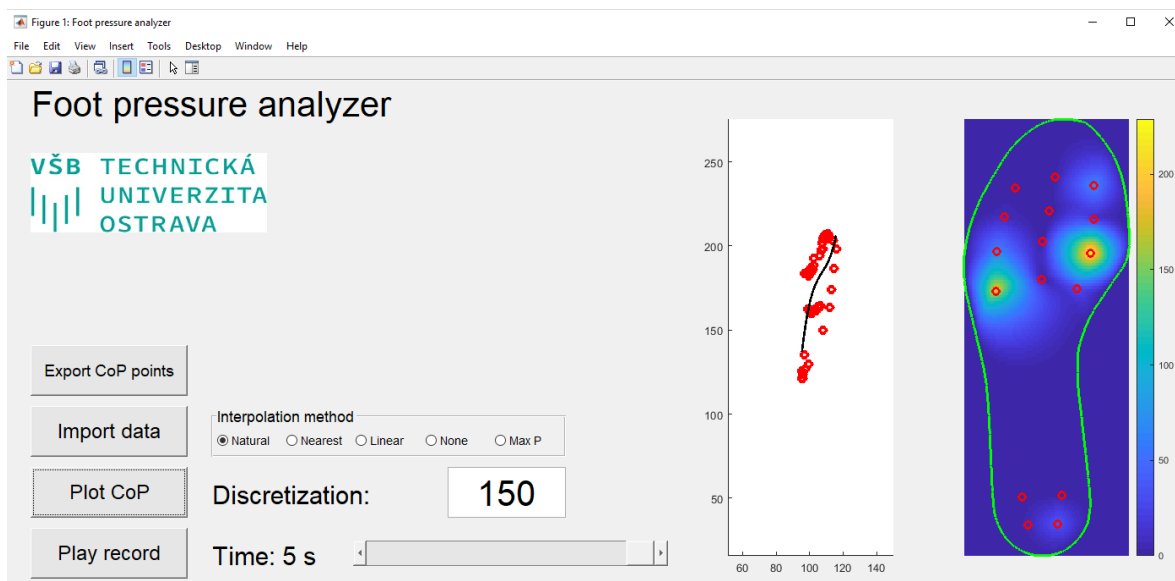
Při zvolení možnosti None zůstávají veškeré interpolační metody vypnuty. Data se zobrazují pouze v místech senzorů a jsou rovněž barevně rozlišeny v závislosti na působícím tlaku.



Obrázek 43. Vizualizace dat bez použité interpolace

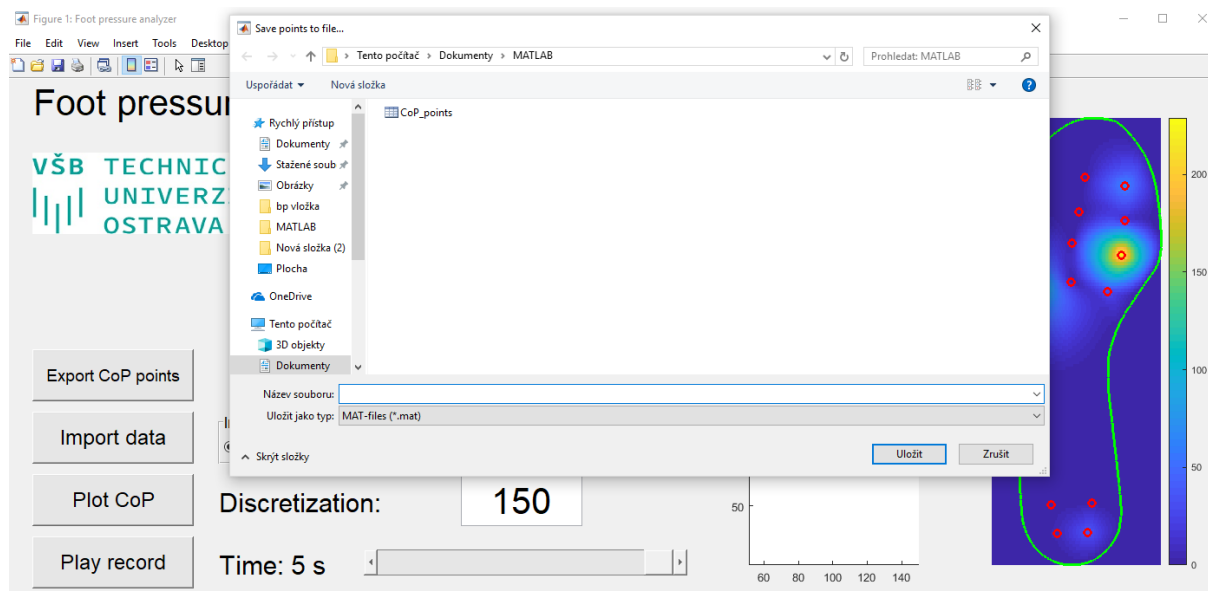
#### 4.1.7 CoP křivka a uložení dat

Po přehrání záznamu jednoho kroku si uložená data s maximálním tlakem můžeme pomocí tlačítka Plot CoP zobrazit jako CoP křivku. Což byl také bod zadání v mé bakalářské práci. Cop křivka se zobrazuje společně s vložkou v měřítku 1:1.



Obrázek 44. Vykreslení výsledné CoP křivky

V dalším kroku si můžeme data z CoP křivky uložit tlačítkem Export CoP points v případě, že je budeme chtít dále využít. Data se uloží jako MATLAB soubor s příponou \*.mat.



Obrázek 45. Uložení dat z CoP křivky

## 5. Závěr

Mým úkolem v této bakalářské práci bylo provést testovací měření a navrhnout plně automatizované softwarové rozhraní pro tlakovou analýzu. Vzhledem k tomu, že nebylo nutné vymýšlet již předem hotový hardware nebyl problém získat v krátkém čase dost měřených dat, které se využily v testování a vývoji samotné aplikace. Následný vývoj aplikace už byl ale časově dost náročný.

Původně výhoda již existujícího hardwaru se později ukázala spíše jako nevýhoda. A to vzhledem k nedokonalosti a limitaci senzorické vložky, počtu senzorů, pouze jedné velikosti atd. Tyto limity vložky se odrážejí i na tom že výsledná data mohou být mírně zkreslená, jelikož tam kde není senzor se nedá s určitostí říct jaký tlak na místo působil – toto by právě vyřešil lepší měřicí hardware.

Z hlediska důležitosti je ale má bakalářská práce zajímavá, protože kromě možnosti zobrazit průběh chůze, nabízí také možnost okamžitého vykreslení CoP křivky (průběhu centra tlaku) a s ohledem na výsledek lékař dokáže ihned určit, zda je pacientova chůze v pořádku nebo nikoliv. Aplikaci v aktuální podobě je určitě možné ještě více rozšiřovat a dále s ní pracovat, třeba v užší spolupráci s ortopedickým lékařem.

Jako hlavní limity navrženého řešení spatřuji citlivost na parazitní tlaky po vložení senzoru do vložky, nízký počet senzorů, jejich rozmístění a z toho vyplývající potřebu interpolace/extrapolace dat. Extrapolace byla v průběhu vývoje zcela eliminována z důvodu nevhodnosti a zavádějících výsledků u okraje měřicí vložky. Jako taková byla nahrazena interpolací a předpokladem, že na hraně vložky je předpokládán nulový tlak. Tento předpoklad však obecně platit nemusí a správné řešení by se mělo obejít bez něj.

Interpolace značně zvyšuje výpočetní nároky na zobrazení dat v aplikaci a na slabých CPU nedovoluje zobrazení záznamu v reálném čase. Důvodem je především velké množství hraničních bodů, které kromě senzorických dat taktéž vstupují do výpočtu interpolace.

Parazitní tlaky se dají řešit softwarově, na úrovni aplikace, nicméně zvyšují nároky na výpočetní výkon každé operace zobrazení a zkreslují výpočet CoP křivky. Lepší řešení by spočívalo v úpravě senzoru, tak aby byl kompatibilní s různými velikostmi obuvi, popř. aby senzor šel snadno přizpůsobit pro různou velikost vložky. Parazitní tlaky by mohly být taktéž řešeny na úrovni hardwaru senzoru. Senzor by mohl mít kalibraci po vložení do boty, kde by korigoval přímo vstupní data.

Stanovení CoP křivky v současné podobě není dostatečně robustní. Použití aproximačního polynomu je citlivé na množinu bodů. Pokud množina bodů tvoří shluk plošně málo distribuovaných dat, polynom je špatně podmíněný.

Správným směrem, kterým by byly vyřešeny výše uvedené problémy, by bylo nahrazení měřicí vložky do boty měřicí podložkou, s přiměřeně hustou sítí senzorů. Toto řešení není citlivé na velikost obuvi a interpolace tlaku celého chodidla by byla nejspíše i řádově rychlejší.

## Seznam odborné literatury

- [1] 3D Vision Technology – Stereo Vision. *MVTec Software GmbH* [online]. 2018 [cit. 2018-05-10]. Dostupné z: <http://www.mvtec.com/services-solutions/technologies/3d-vision/stereo-vision/>.
- [2] ACTON, Ashton Q. *Hallux Valgus: New Insights for the Healthcare Professional*. 1st ed. Atlanta, GA: ScholarlyEditions, 2013. 43 p. ISBN 978-1-481-65913-0.
- [3] ALMASSRI, Ahmed D. et al. Pressure Sensor: State of the Art, Design, and Application for Robotic Hand. *Journal of Sensors* [online]. 2015 [cit. 2018-05-11]. Dostupné z: <https://www.hindawi.com/journals/js/2015/846487/>.
- [4] BENDOŮVÁ, Věra. Máte ploché nohy. Co s tím? (II.). *Medicína Ronnie.cz* [online]. 2011 [cit. 2018-04-28]. Dostupné z: <https://medicina.ronnie.cz/c-8828-mate-ploche-nohy-co-s-tim-ii.html>.
- [5] CARR, James B. II., Scott YANG a Leigh Ann LATHER. Pediatric Pes Planus: A State-of-the-Art Review. *Pediatrics*, 2016, Vol. 137, Issue 3, pp. 1-10. ISSN 0031-4005.
- [6] ČÁPOVÁ, Klára a Ivo ČÁP. *Senzory v biomedicínském inženýrství*. Žilina: Žilinská univerzita, 1999. 125 s. ISBN 80-7100-647-5.
- [7] ČIHÁK, Radomír. *Anatomie I*. 2. upr. a dopl. vyd. Praha: Grada Publishing, 2001. 497 s. ISBN 80-7169-970-5.
- [8] DUNGL, Pavel a kol. *Ortopedie*. 2. přeprac. a dopl. vyd. Praha: Grada Publishing, 2014. 1168 s. ISBN 978-80-247-4357-8.
- [9] ENOKA, Roger M. *Neuromechanical Basis of Kinesiology*. 1st ed. Champaign: Human Kinetics Publishers, 352 p. ISBN 978-0-873221-79-5

- [10] FISH, Deanna J. a Jean-Paul NIELSEN. Clinical Assessment of Human Gait. *Journal of Prosthetics and Orthotics*, 1993, Vol. 5, Issue 2, pp. 39-48. ISSN 1040-8800.
- [11] GADD, Ann. *Nohy – obraz naší duše*. 1. vyd. Bratislava: Eugenika, 2008. 232 s. ISBN 978-80-8100-053-9.
- [12] GALLI, Manuela, Chiara RIGOLDI, Reinald BRUNNER, Naznin VIRJI-BABUL a Albertini GIORGIO. Joint stiffness and gait pattern evaluation in children with Down syndrome. *Gait & Posture*, 2008, Vol. 28, Issue 3, pp. 502-506. ISSN 0966-6362.
- [13] GALLO, Jiří a kol. *Ortopedie pro studenty lékařských a zdravotnických fakult*. 1. vyd. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci, 2011. 211 s. ISBN 978-80-244-2486-6.
- [14] GOMATAM, Arun Narayan Mandayam a S. SASI. Multimodal Gait Recognition Based on Stereo Vision and 3D Template Matching. *ResearchGate* [online]. 2004 [cit. 2018-05-10]. Dostupné z: [https://www.researchgate.net/profile/S\\_Sasi/publication/221297098\\_Multimodal\\_Gait\\_Recognition\\_Based\\_on\\_Stereo\\_Vision\\_and\\_3D\\_Template\\_Matching/links/58a8f5724585150402f8d97b/Multimodal-Gait-Recognition-Based-on-Stereo-Vision-and-3D-Template-Matching.pdf?origin=publication\\_detail](https://www.researchgate.net/profile/S_Sasi/publication/221297098_Multimodal_Gait_Recognition_Based_on_Stereo_Vision_and_3D_Template_Matching/links/58a8f5724585150402f8d97b/Multimodal-Gait-Recognition-Based-on-Stereo-Vision-and-3D-Template-Matching.pdf?origin=publication_detail).
- [15] Hallux Valgus alias vybočené palce. *Helas Fyzioterapia* [online]. 2018 [cit. 2018-04-28]. Dostupné z: <http://www.helasfyzio.sk/hallux-valgus-alias-vybocene-palce>.
- [16] HUANG, Hongshi et al. Similarity of Center of Pressure Progression during Walking and Jogging of Anterior Cruciate Ligament Deficient Patients. *Plos One* [online]. 2017 [cit. 2018-08-05]. Dostupné z: <http://journals.plos.org/plosone/article?id=10.1371/journal.pone.0169421>.
- [17] HOLTON, Eric. *Effects of Transcutaneous Electrical Neural Stimulation at the Tibialis Anterior Muscle on Kinematic, & Kinetic Parameters of Gait Initiation in Parkinsonism* [online]. Florida: The Florida State University, 2003 [cit. 2018-06-30]. Dostupné z:

[https://www.researchgate.net/profile/Eric\\_Holton2/publication/254671889\\_Effects\\_of\\_Transcutaneous\\_Electrical\\_Neural\\_Stimulation\\_at\\_the\\_Tibialis\\_Anterior\\_Muscle\\_on\\_Kinematic\\_Kinetic\\_Parameters\\_of\\_Gait\\_Initiation\\_in\\_Parkinsonism/links/56eaa47a08ae95fa33c82e5d/Effects-of-Transcutaneous-Electrical-Neural-Stimulation-at-the-Tibialis-Anterior-Muscle-on-Kinematic-Kinetic-Parameters-of-Gait-Initiation-in-Parkinsonism.pdf](https://www.researchgate.net/profile/Eric_Holton2/publication/254671889_Effects_of_Transcutaneous_Electrical_Neural_Stimulation_at_the_Tibialis_Anterior_Muscle_on_Kinematic_Kinetic_Parameters_of_Gait_Initiation_in_Parkinsonism/links/56eaa47a08ae95fa33c82e5d/Effects-of-Transcutaneous-Electrical-Neural-Stimulation-at-the-Tibialis-Anterior-Muscle-on-Kinematic-Kinetic-Parameters-of-Gait-Initiation-in-Parkinsonism.pdf).

[18] HUANG, Cheng-Wei et al. Measuring Center of Pressure Signals to Quantify Human Balance Using Multivariate Multiscale Entropy by Designing a Force Platform. *Sensors* [online]. 2013, vol. 13, 10151-10166, doi: 10.3390/s130810151. ISSN 1424-8220 [cit. 2018-08-05]. Dostupné z: <http://www.mdpi.com/1424-8220/13/8/10151/htm>.

[19] CHOCKALINGAM, Nachiappan et al. Assessment of the centre of pressure pattern and moments about S2 in scoliotic subjects during normal walking. *Scoliosis* [online]. 2008, vol. 3, no. 10, doi: 10.1186/1748-7161-3-10 [cit. 2018-08-05]. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC2526987/>.

[20] IMHAUSER Carl. W. et al. The effect of posterior tibialis tendon dysfunction on the plantar pressure characteristics and the kinematics of the arch and the hindfoot. *Clinical Biomechanics*, 2004, vol. 19, Issue 2, pp. 161-169. ISSN 0268-0033.

[21] JEŘÁBEK, Martin. Ploché nohy – příčiny a následky deformit nohou. *Ortopedica.cz* [online]. 2018 [cit. 2018-04-28]. Dostupné z: <http://www.ortopedica.cz/ploche-nohy/>.

[22] KINSELLA, Sharon a Kieran MORAN. Gait pattern categorization of stroke participants with equinus deformity of the foot. *Gait & Posture*, 2008, Vol. 28, Issue 1, pp. 144-151. ISSN 0966-6362.

[23] KOLÁŘ, Pavel a kol. *Rehabilitace v klinické praxi*. 1. vyd. Praha: Galén, 2009. 713 s. ISBN 978-80-7262-657-1.

[24] KOLB, Andreas, Erhardt BARTH, Reinhard KOCH a Rasmus LARSEN. Time-of-Flight Cameras in Computer Graphics, 2010, Vol. 29, Issue 1, pp. 141-159. ISSN 1467-8659.

- [25] KRAČMAR, Bronislav, Martina CHRÁSTKOVÁ a Radka BAČÁKOVÁ a kol. *Fylogeneze lidské lokomoce*. 1. vyd. Praha: Univerzita Karlova v Praze, 2016. 466 s. ISBN 978-80-246-3379-4.
- [26] LARSEN, Christian. *Zdravá chuze po celý život*. 1. vyd. Olomouc: Poznání, 2005. 154 s. ISBN 80-86606-38-4.
- [27] MATĚJOVSKÝ, Zdeněk a Michal MATĚJÍČEK. Statické deformity podnoží. *Doporučené postupy pro praktické lékaře České lékařské společnosti Jana Evangelisty Purkyně* [online]. 2002 [cit. 2018-03-28]. Dostupné z: <http://cls.cz/dokumenty2/os/t212.rtf>.
- [28] MIN-CHI, Chiu, Wu HSIN-CHIEH a Chang LI-YU. *The Model of Center of Pressure Progression for Adults* [online]. 2017 [cit. 2018-08-05]. Dostupné z: <http://ir.lib.cyut.edu.tw:8080/bitstream/310901800/7343/1/B59.pdf>.
- [29] MOTL, Robert W. et al. Validity of the timed 25-foot walk as an ambulatory performance outcome measure for multiple sclerosis. *Multiple Sclerosis Journal*, 2017, Vol. 23, Issue 5, pp. 704-710. ISSN 1352-4585.
- [30] MURO-DE-LA-HERRAN, Alvaro, Begoña GARCÍA-ZAPIRAIN a Amaia MÉNDEZ-ZORRILLA. Gait Analysis Methods: An Overview of Wearable and Non-Wearable Systems, Highlighting Clinical Applications. *Sensors*, 2014, Vol. 14, No. 2, pp. 3362-3394. ISSN 1424-8220.
- [31] NICOLOPOULOS, C. S., P. V. GIANNOUDIS a K. A. STERGIOPOULOS, K.A. History and literature review of plantar pressure measurement studies and techniques (pelmato-graphise). *Acta Orthopaedica et Traumatologica*, 2001, vol. 52, no. 4. ISSN 2241-4355.
- [32] NURSE, Matthew A. a Benno M. NIGG. The effect of changes in foot sensation on plantar pressure and muscle activity. *Clinical Biomechanics*, 2001, vol. 16, Issue 9, pp. 719-727. ISSN 0268-0033.



- [33] O'TOOLE, M. T. *Miller-Keane Encyclopedia and Dictionary of Medicine, Nursing and Allied Health*. Revised Reprinted 7th ed. Philadelphia, W.B.: Saunders Company, 2005. 2262 p. ISBN 978-1-41602-604-4.
- [34] *Ottova všeobecná encyklopedie ve dvou svazcích*. Praha: Ottovo nakladatelství v divizi Cesty, 2003. ISBN 80-7181-947-6.
- [35] PERRY, Jacquelin a Judith M. BURNFIELD. *Gait analysis: Normal and Pathological Function*. 2nd ed. Thorofare, NJ: Slack, 2010. 551 p. ISBN 978-1-556427-66-4.
- [36] RABADAN, Jose et al. Hybrid Visible Light and Ultrasound-Based Sensor for Distance Estimation. *Sensors*, 2017, Vol. 17, No. 2. ISSN 1424-8220.
- [37] Research – Soft Exosuits. *Harvard Biodesign Lab: Augmenting and restoring human performance* [online]. 2018 [cit. 2018-05-11]. Dostupné z: <https://biodesign.seas.harvard.edu/soft-exosuits>.
- [38] RIEGEROVÁ, Jarmila, Miroslava PŘIDALOVÁ a Marie ULBRICHOVÁ. *Aplikace fyzické antropologie v tělesné výchově a sportu: příručka funkční antropologie*. 3. vyd. Olomouc: Hanex, 2006. 262 s. ISBN 80-85783-52-5.
- [39] ROSE, Jessica a James G. GAMBLE. *Human Walking*. 3th ed. Baltimore: Lippincott Williams and Wilkins, 2005. 273 p. ISBN 978-0-781759-54-0.
- [40] SEBERA, Martin. Časové srovnání vybraných fází kroku v průběhu přirozené chůze u dospělých žen. *Biomechanické analýzy pohybového výkonu III* [online]. Brno: Masarykova univerzita, 2014. ISBN 978-80-210-6762-2 [cit. 2018-04-28]. Dostupné z: <http://www.fsps.muni.cz/emuni/data/reader/book-36/06.html>.
- [41] STEPSCAN® PAD – ADVANCED PLANTAR PRESSURE MEASUREMENT & GAIT ANALYSIS. *Stepscan* [online]. 2018 [cit. 2018-05-10]. Dostupné z: <http://www.stepscan.com/stepsan-pad>.

- [42] TAO, Weijun. Tao LIU, Rencheng ZHENG a Hutian Feng. Gait Analysis Using Wearable Sensors. *Sensors*, 2012, Vol. 12, No. 2, pp. 2255-2283. ISSN 1424-8220.
- [43] TOPPISCHOVÁ, Miriam a Alena ŠNOPLOVÁ. Funkce nohy. *Bolest* [online]. 2008, roč. 11, č. 2, s. 109-111. ISSN 1212-6861 [cit. 2018-03-28]. Dostupné z: [http://www.tigis.cz/images/stories/Bolest/2008/02/07\\_Toppischova\\_BOLEST\\_2\\_2008.pdf](http://www.tigis.cz/images/stories/Bolest/2008/02/07_Toppischova_BOLEST_2_2008.pdf).
- [44] VAN DER JEUGHT, Sam a Joris J. J. DIRCKX. Real-time structured light profilometry: A review. *ResearchGate* [online]. 2016 [cit. 2018-05-10]. Dostupné z: [https://www.researchgate.net/figure/Standard-projector-camera-configuration-used-in-structured-light-profilometry-techniques\\_fig1\\_294424610](https://www.researchgate.net/figure/Standard-projector-camera-configuration-used-in-structured-light-profilometry-techniques_fig1_294424610).
- [45] VAŘEKA, Ivan a Renata VAŘEKOVÁ. *Kineziologie nohy*. 1. vyd. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci, 2009. 189 s. ISBN 978-80-244-2432-3.
- [46] VAUGHAN, Christopher L., Brian L. DAVIS a Jeremy C. O'CONNOR. *Dynamics of Human Gait* [online]. 2nd ed. Cape Town, SA: Town, Kiboho Publishers, 153 pp. ISBN 0-620-23560-8 [cit. 2018-03-28]. Dostupné z: <http://www.analizaruchu.awf.wroc.pl/materialy/vaughan-gaitbook.pdf>.
- [47] VÉLE, František. *Kineziologie posturálního systému*. 1. vyd. Praha: Karolinum, 1995. 85 s. ISBN 80-7184-100-5.
- [48] VÉLE, František. *Kineziologie: přehled klinické kineziologie a patokineziologie pro diagnostiku a terapii poruch pohybové soustavy*. 2. vyd. Praha: Triton, 2006. 375 s. ISBN 80-7254-837-9.
- [49] WALTER, Patrick L. The History of the Accelerometer. *Sound and Vibration* [online]. 2007, No. 1, pp. 84-92 [cit. 2018-05-11]. Dostupné z: <http://qringtech.com/wp-content/uploads/2014/01/HistoryOfTheAccelerometer.pdf>.
- [50] WHITTLE, Michael W. *Gait analysis: An introduction*. 4th ed. Oxford: Butterworth Heinemann, 2007. 232 p. ISBN 978-0-7506-8883-3.

[51] ZVONÁŘ, Martin a kol. Stavba nohy. *Lidská noha, diagnostika a prevence* [online]. Brno: Masarykova univerzita, 2010 [cit. 2018-04-28]. Dostupné z: [https://is.muni.cz/el/1451/jaro2014/bk2053/um/lidska\\_noha/pages/stavba-nohy.html](https://is.muni.cz/el/1451/jaro2014/bk2053/um/lidska_noha/pages/stavba-nohy.html).

[52] Extrakce středů. In: *Mathworks.com* [online]. [cit. 2019-04-29]. Dostupné z: [https://www.mathworks.com/help/images/ref/imfc\\_accumarray.png](https://www.mathworks.com/help/images/ref/imfc_accumarray.png)

[53] Find circles using circular Hough transform. *Mathworks.com* [online]. [cit. 2019-04-29]. Dostupné z: <https://www.mathworks.com/help/images/ref/imfindcircles.html>

## Seznam příloh

- I. Sada testovacích měření | Složka obsahující 40 záznamů měření
- II. Closest\_point.m | Extrakce okraje měřicí vložky vhodná pro zobrazení v MATLABu.
- III. CoP\_points.mat | Automatické uložení souboru s CoP body.
- IV. DataSettings.txt | Transformace senzorů z pořadí měření do pořadí použitého v MATLABu.
- V. EdgeLine.txt | Okraj měřicí vložky, finální produkt poprogramu Closest\_point.m.
- VI. Findjob.m | Pomocná funkce umožňující přístup k JAVA objektům v GUI.
- VII. GUI.m | Grafická aplikace pro vizualizaci dat z měření.
- VIII. Import\_data\_as\_table.m | Podprogram pro import měřících dat jako formát tabulky pro MATLAB.
- IX. Import\_data\_settings.m | Podprogram pro import souboru DataSettings.txt.
- X. Import\_edge.m | Podprogram pro import souboru EdgeLine.txt.
- XI. Import\_senzor\_location.m | Podprogram pro import polohy senzorů ze SensorLocation.txt.
- XII. Logo.jpg | Logo Vysoké školy báňské – Technické univerzity Ostrava, které je použito v GUI.m
- XIII. SensorLocation.txt | X a Y souřadnice polohy senzorů v měřicí složce.
- XIV. Shape\_extraction.m | Extrakce tvaru vložky z jejího binárního obrazce.
- XV. Testovací data | 1 krok.csv – datový soubor se záznamem 1 kroku
- XVI. Testovací data | chůze.csv – datový soubor se záznamem chůze
- XVII. Extract\_sensor\_coordinate.m | Extrakce pozice senzorů z obrázku měřicí vložky, uložení do SensorLocation.txt
- XVIII. Obsah CD.pdf | soubor popisující obsah CD

## **Obsah CD**

Součástí práce je CD, které obsahuje tyto položky:

- I. 2019\_VAL0270\_BP.pdf
- II. Sada testovacích měření (40 záznamů)
- III. Algoritmus pro tlakovou analýzu chůze
- IV. Soubor popisující obsah CD.pdf